

ESCOLA  
SUPERIOR  
DE TECNOLOGIA  
DA SAÚDE  
DE LISBOA



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**  
**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

**FADIGA E CONFORTO DO QUADRICÍPITE FEMORAL GERADOS  
POR ESTIMULAÇÃO ELÉCTRICA NEUROMUSCULAR COM  
MODULAÇÃO DA FORMA DE ONDA**

ANA RAQUEL VAZ VILAÇA DOS ANJOS

Pedro Jorge Rebelo, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Tiago Sérgio Rodrigues Araújo, PLUX Wireless Biosignals S.A. e FCT-UNL

Mestrado em Fisioterapia

Lisboa, 2015

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**  
**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

**FADIGA E CONFORTO DO QUADRICÍPITE FEMORAL GERADOS  
POR ESTIMULAÇÃO ELÉCTRICA NEUROMUSCULAR COM  
MODULAÇÃO DA FORMA DE ONDA**

ANA RAQUEL VAZ VILAÇA DOS ANJOS

Pedro Jorge Rebelo, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Tiago Sérgio Rodrigues Araújo, PLUX Wireless Biosignals S.A. e FCT-UNL

Júri

Professora Doutora Isabel Coutinho

Mestre Tiago Atalaia

Mestrado em Fisioterapia

Lisboa, 2015



**Fadiga e conforto do quadricípite femoral gerados por estimulação eléctrica neuromuscular com modulação da forma de onda**

Copyright © Ana Raquel Vaz Vilaça dos Anjos, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa e o Instituto Politécnico de Lisboa têm o direito perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



## AGRADECIMENTOS

---

Finalizada uma etapa particularmente importante da minha vida, não poderia deixar de expressar o mais profundo agradecimento a todos aqueles que me apoiaram nesta longa caminhada e contribuíram para a realização deste trabalho.

Desta forma, deixo apenas algumas palavras, de profundo e reconhecido agradecimento.

À Coordenadora do Mestrado em Fisioterapia, Professora Doutora Isabel Coutinho e respectivos docentes, agradeço a oportunidade e privilégio em frequentar este Mestrado que muito contribuiu para o enriquecimento da minha formação académica e científica.

Ao Professor Pedro Jorge Rebelo, orientador da dissertação, agradeço o apoio, a partilha do saber e autonomia que me foi concedida para o desenvolvimento do trabalho.

Ao Professor Tiago Rodrigues Araújo, o meu sincero agradecimento pela co-orientação neste projecto. Muito obrigada, pela total dedicação, amizade e partilha de conhecimentos que estimularam o meu desejo de querer saber mais e a vontade constante de fazer melhor. O seu apoio foi determinante para a escolha do tema e elaboração desta dissertação.

À PLUX Wireless Biosignals S.A., em particular ao Professor Doutor Hugo Gamboa por ter aceitado colaborar com este trabalho e gentilmente ceder o equipamento necessário à realização do mesmo. Agradeço também à Engenheira Neuza Nunes pela sua amabilidade e colaboração no desenvolvimento do *software* necessário ao protocolo de avaliação e análise de dados.

À Faculdade de Motricidade Humana, em especial ao Professor Doutor Pedro Mil-Homens, por me ter proporcionado as condições necessárias para a elaboração do meu trabalho de investigação e por permitir a minha integração num laboratório de investigação de tão elevada qualidade.

À Professora Doutora Elisabete Carolino, pela sua disponibilidade e apoio na análise estatística dos resultados.

Expresso também a minha gratidão e solidariedade a todos os participantes do estudo, que embora no anonimato, prestaram uma contribuição fundamental para a realização deste projecto.

Ao Centro Social da Sagrada Família, especialmente à Coordenadora Doutora Isabel Lúcio pela compreensão e flexibilidade de horário que me concedeu para participar nas

reuniões e recolhas de dados para a realização do estudo. Agradeço também a todos os meus colegas, pelo profissionalismo, entreaajuda e boa disposição.

Aos meus primos Pedro Vaz, Rute Gomes e Vanessa Gomes pelas excelentes contribuições que deram para a realização desta tese e constante apoio.

Agradeço também aos Padres Jorge e Thomaz pela amizade e apoio espiritual. A todos os meus amigos em especial ao César Cruz, Daniela Cruz, Diana Lopes, Diogo Varelas, Filipe Fernandes, Henrique Russo, Joana Figueiredo, João Mendes, Rita Figueiredo e Sofia Simões por estarem sempre presentes.

Aos meus pais e ao meu irmão, um enorme obrigado por acreditarem sempre em mim e naquilo que faço e por todos os ensinamentos de vida. Espero que esta etapa, que agora termino, possa, de alguma forma, retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação sem reservas, que constantemente me oferecem.

**Introdução:** A estimulação eléctrica neuromuscular (EENM) é uma ferramenta frequentemente usada por fisioterapeutas no desporto e em condições clínicas caracterizadas por comprometimento motor. A eficácia da EENM é limitada pela rápida fadiga muscular e desconforto. O papel da forma de onda na fadiga muscular e conforto ainda não é claro. **Objectivo:** Determinar a influência da modulação da forma de onda, durante a EENM, na fadiga muscular e no conforto subjectivo dos sujeitos. **Métodos:** Quinze sujeitos saudáveis participaram no estudo. Os sujeitos foram distribuídos aleatoriamente por 1 dos 3 grupos. O grupo determina a ordem pela qual as diferentes formas de onda são aplicadas. A contracção isométrica máxima voluntária (CIMV) foi testada na primeira sessão. O teste de fadiga foi aplicado com a intensidade de corrente necessária para produzir 50% da CIMV. Nas três sessões, foram medidos a força de contracção e o desconforto subjectivo sendo posteriormente calculado o índice de fadiga. Testes de análise de variâncias foram usados para determinar a influência da forma de onda na fadiga e desconforto. **Resultados:** Mostraram que não existem diferenças significativas no índice de fadiga das três formas de onda. Relativamente à percepção de desconforto verificaram-se diferenças entre a onda rectangular e as restantes. **Conclusão:** A forma de onda não apresenta influência na fadiga muscular. As ondas triangular e quadrática induzem contracções mais confortáveis do que a onda rectangular, sendo a modulação da forma de onda um recurso que o fisioterapeuta deverá ter em conta de acordo com o objectivo de intervenção.

**Palavras-chave:** Fadiga, Estimulação Eléctrica Neuromuscular, Forma de onda.



*(deixado intencionalmente em branco)*

## ABSTRACT

---

**Introduction:** Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is used by physical therapists in sport and for clinical conditions characterized by motor impairment. The efficacy of NMES is limited by the rapid onset muscle fatigue and discomfort. The role of shape waveform on muscle fatigue is not clear. **Objective:** To determine the role of shape waveform on muscle fatigue, during NMES. **Methods:** Fifteen healthy subjects participated in the study. Subjects were assigned to 1 of 3 groups, randomly. Group assignment determined the order in which they were tested using 3 different shape waveforms. Maximal voluntary isometric contraction (MVIC) was measured during the first session. Fatigue test was applied with amplitude required to elicit 50% of the MVIC. In each 3 testing sessions torque of contraction and level comfort were measured, and percent fatigue was calculated. Analysis of variance tests for dependent samples was used to determine the effect of shape waveform on muscle fatigue and comfort scores. **Results:** The results showed no differences on fatigue index between three shape waveforms. Rectangular waveform was less comfortable than the others. **Conclusions:** The waveform had no influence on muscle fatigue. The triangular and quadratic waves generated more comfortable contractions than rectangular wave. Physical therapists must take into account the modulation of shape waveform in accordance with the therapeutic goals.

**Keywords:** Fatigue, Neuromuscular Electrical Stimulation, Waveform.

*(deixado intencionalmente em branco)*

1	Introdução .....	1
2	Revisão da Literatura.....	5
2.1	Estimulação Eléctrica Neuromuscular.....	5
2.1.1	Definição de EENM.....	5
2.1.2	Correntes eléctricas usadas na EENM .....	6
2.1.3	Principais aplicações da EENM .....	8
2.2	Limitações da EENM .....	9
2.2.1	Fadiga muscular.....	9
2.2.2	Desconforto .....	15
2.2.3	Métodos de avaliação da fadiga muscular .....	18
2.3	Parâmetros de EENM .....	20
2.3.1	Frequência .....	21
2.3.2	Amplitude/ intensidade de corrente.....	22
2.3.3	Forma de onda .....	23
2.3.4	Duração/largura do pulso .....	24
2.3.5	Ciclo de trabalho .....	25
2.4	Posicionamento e Tamanho dos Eléctrodos .....	26
2.5	Dispositivos de EENM.....	27
2.6	Objectivo geral .....	29
2.7	Objectivo específicos.....	29
3	Métodos .....	31
3.1	Hipóteses.....	31
3.2	Tipo de Estudo.....	31
3.3	Variáveis .....	32
3.4	Amostra .....	32
3.5	Instrumentos .....	33
3.6	Procedimentos .....	36
3.6.1	Teste de contracção isométrica máxima voluntária .....	37
3.6.2	Determinação da intensidade de corrente que gera 50% da CIMV.....	39
3.6.3	Teste de fadiga .....	39
3.7	Análise de Dados .....	40

4	Resultados .....	43
4.1	Descrição da Amostra .....	43
4.2	Homogeneidade .....	45
4.2.1	Amostra .....	45
4.2.2	Grupos .....	47
4.3	Descrição das Características de EENM .....	48
4.4	Comparação dos Grupos quanto à Fadiga e Desconforto .....	48
4.5	Comparação do Torque durante o Teste Fadiga .....	49
4.6	Influência da Forma de Onda na Indução de Fadiga Muscular .....	51
4.7	Influência da Forma de Onda no Desconforto .....	52
5	Discussão .....	53
6	Conclusão .....	57
	Anexos .....	67
	Anexo A – Folheto com especificações do dispositivo de estimulação .....	69
	Apêndices .....	71
	Apêndice A – Apresentação do estudo .....	73
	Apêndice B – Termo de Consentimento Informado .....	77
	Apêndice C – Questionário de Selecção da Amostra .....	79
	Apêndice D – Registo de dados .....	87

## ÍNDICE DE TABELAS

---

Tabela 2.1: Recrutamento das UM's durante as contracções voluntárias e induzidas electricamente (adaptado de <sup>(6)</sup> ).....	13
Tabela 3.1: Resumo das características de estimulação. ....	35
Tabela 4.1: Variáveis demográficas nos três grupos. ....	44
Tabela 4.2: Normalidade das variáveis idade, IMC e minutos de exercício. ....	45
Tabela 4.3: Comparação dos grupos quanto às variáveis idade, IMC e minutos de exercício. ....	47
Tabela 4.4: Amplitude de corrente e percentagem de CIMV .....	48
Tabela 4.5: Índice de fadiga das ondas, nos três grupos. ....	49
Tabela 4.6: Score na EVA das ondas, nos três grupos. ....	49
Tabela 4.7: Características das contracções 1, 9, 13 e 19. ....	50
Tabela 4.8: Comparações múltiplas entre formas de onda, relativamente aos scores de conforto.....	52

*(deixado intencionalmente em branco)*

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Estrutura da dissertação .....	2
Figura 2.1: Uso de um dispositivo de FES após lesão medular (retirado de <sup>(23)</sup> ).....	6
Figura 2.2: Exemplos de corrente pulsada: A) monofásica; B) bifásica simétrica; C) bifásica assimétrica.....	7
Figura 2.3: Principais aplicações e efectividade dos programas de (re)treino com EENM (adaptado de (6)).....	9
Figura 2.4: Cadeia de eventos na produção voluntária da força muscular (adaptado de <sup>(20)</sup> ).....	10
Figura 2.5: Corte transversal do músculo esquelético. As fibras claras são do tipo I e as escuras do tipo II. ....	11
Figura 2.6: Principais locais de origem da fadiga muscular. ....	15
Figura 2.7: Transmissão de informação para centros superiores .....	17
Figura 2.8: Principais parâmetros de EENM que podem condicionar a força de contracção, a fadiga muscular e o conforto (adaptado de <sup>(6)</sup> ). ....	21
Figura 2.9: Período, amplitude e duração de pulso de uma onda rectangular monofásica. ....	22
Figura 2.10: Comparação das formas de onda ao nível da sua habilidade para gerar um baixo limiar de estimulação, baixa corrosão e baixo dano tecidual. Adaptado de(62). ....	24
Figura 2.11: Curvas de intensidade - duração de pulso para as respostas sensorial, motora e dolorosa (Adaptado de <sup>(20)</sup> ). ....	25
Figura 2.12: Localização dos pontos motores do quadrícipite femoral. ....	27
Figura 2.13: Dispositivos de electroestimulação presentes no mercado. ....	28
Figura 3.1:Fluxograma demonstrativo do progresso dos participantes no estudo. ....	33
Figura 3.2: Dispositivo de estimulação eléctrica desenvolvido por Plux Wireless Biosignals. ....	34
Figura 3.3:Dinamómetro isocínético utilizado para avaliar o torque gerado pelo quadrícipite femoral.....	36
Figura 3.4: Desenho metodológico do estudo. As letras X, Y e Z representam a forma de onda utilizada (RT, TR e QU) de acordo com alocação do grupo.....	37
Figura 3.5:Esquema ilustrativo dos procedimentos do estudo. ....	38
Figura 3.6: Vista frontal: Os eléctrodos foram posicionados um no vasto medial e o outro no bordo lateral do recto femoral. A perna a avaliar foi mantida em condições isométricas. ....	39
Figura 4.1: Características da amostra quanto ao género. ....	43
Figura 4.2:Histograma representativo da idade da amostra. Curva de Gauss simétrica e mesocúrtica revela distribuição normal.....	46
Figura 4.3: Histograma representativo da carga de exercício por semana da amostra. A ligeira assimetria da curva e seu achatamento revelam a ausência de distribuição normal. ....	46
Figura 4.4: Box-plots para o IMC em cada um dos grupos. ....	47
Figura 4.5:Exemplo do declínio do torque de um participante, durante o teste de fadiga com a onda RT. As linhas verticais marcam a porção onde a força foi medida. Os pontos vermelhos marcam o valor da força extraído em cada contracção.....	50



Figura 4.6: Os valores são médias  $\pm$  desvios padrão. Não existiram diferenças significativas entre as formas de onda RT, TR e QU. Declínio no torque após contracções repetidas induzidas com onda RT, TR e QU. .... 52

## LISTA DE ABREVIATURAS

---

<b>Ach</b>	– Acetilcolina
<b>AVC</b>	– Acidente vascular cerebral
<b>Células T</b>	– Células de transmissão
<b>CIMV</b>	– Contração isométrica máxima voluntária
<b>DP</b>	– Desvio padrão
<b>EENM</b>	– Estimulação eléctrica neuromuscular
<b>EVA</b>	– Escala visual analógica
<b>FDA</b>	– Administração da comida e da medicação
<b>FES</b>	– Estimulação eléctrica funcional
<b>F<sub>índice</sub></b>	– Índice de fadiga
<b>G1</b>	– Grupo 1
<b>G2</b>	– Grupo 2
<b>G3</b>	– Grupo 3
<b>H0</b>	– Hipótese nula
<b>H1</b>	– Hipótese um
<b>IMC</b>	– Índice de massa corporal
<b>QU</b>	– Quadrática
<b>RT</b>	– Rectangular
<b>SNC</b>	– Sistema nervoso central
<b>TENS</b>	– Estimulação eléctrica nervosa transcutânea
<b>T<sub>f</sub></b>	– Torque final
<b>T<sub>i</sub></b>	– Torque inicial
<b>TR</b>	– Triangular
<b>UM</b>	– Unidade motora
<b>UM's</b>	– Unidades motoras

*(deixado intencionalmente em branco)*

# 1 INTRODUÇÃO

---

A estimulação eléctrica neuromuscular (EENM) é uma ferramenta frequentemente usada por fisioterapeutas no desporto e em condições clínicas caracterizadas por disfunção motora como o acidente vascular cerebral (AVC), a paralisia cerebral e as lesões medulares<sup>(1-5)</sup>. As adaptações neuromusculares mais comuns que caracterizam as condições anteriormente mencionadas são fraqueza e atrofia muscular resultantes do desuso ou lesão neurológica<sup>(2, 5, 6)</sup>.

Contudo, durante a estimulação eléctrica a fadiga do músculo esquelético ocorre mais rapidamente do que durante a contracção voluntária<sup>(5, 7)</sup>. A fadiga muscular é definida como um processo de declínio da força durante uma actividade sustentada, caracterizada por incapacidade de gerar mais força ou potência<sup>(8)</sup>. Pensa-se que a rápida fadiga, durante a EENM possa resultar das diferenças na ordem de recrutamento das unidades motoras e das altas frequências de activação que por sua vez contribuem para um controlo impreciso da força muscular quando comparado com o das contracções voluntárias<sup>(7)</sup>. O problema da fadiga muscular é ainda agravado pelo facto de o músculo paralisado mostrar maior fatigabilidade que o músculo saudável<sup>(9)</sup>. A fadiga muscular é um factor importante que limita o uso clínico da EENM<sup>(5)</sup>.

Os novos dispositivos de estimulação eléctrica no mercado fornecem diferentes tipos de onda e parâmetros de estimulação<sup>(2, 10)</sup>. Os investigadores têm tentado identificar os parâmetros preferenciais em termos de força de contracção<sup>(11)</sup>, fadiga<sup>(11-13)</sup> e conforto<sup>(10, 14)</sup>. As variáveis de estimulação que se admite terem maior impacto na fadiga muscular incluem a amplitude, a duração de pulso e a frequência<sup>(12)</sup>. No entanto, devido aos diferentes factores considerados nos estudos serem extremamente variáveis, é difícil retirar conclusões definitivas sobre quais os parâmetros que podem induzir a contracção mais forte com o mínimo de fadiga. O efeito independente destes 3 parâmetros tem sido estudado. Frequências mais elevadas têm mostrado acelerar a fadiga muscular<sup>(13, 15)</sup>. O papel da amplitude e da duração de pulso ao nível da fadiga é ainda, algo controverso.

Apesar de menos evidente também a forma de onda parece ter influência ao nível da fadiga muscular. Estudos utilizando modelos teóricos chegaram a conclusões promissoras sobre a diminuição da carga eléctrica do impulso, através da optimização da forma de onda, como uma medida para reduzir a indução da fadiga muscular<sup>(16, 17)</sup>.

No entanto os estudos anteriores, de carácter prático, devido a algumas barreiras metodológicas conferem viés aos resultados.

Outro factor a ter em consideração durante a aplicação de EENM é o conforto subjectivo da estimulação eléctrica. Vários estudos prévios tentaram determinar os parâmetros ou combinação de parâmetros que causam o menor desconforto<sup>(14, 18)</sup>. A duração de pulso juntamente com a amplitude determinam a energia necessária para desencadear o potencial de acção e discriminam se a estimulação é sensorial, motora ou dolorosa. Alguns estudos foram efectuados para averiguar o efeito da forma de onda no conforto subjectivo, mas não foi possível estabelecer uma onda como mais confortável que as restantes<sup>(18)</sup>.

O objectivo do presente estudo foi investigar a influência da modulação da forma de onda na fadiga muscular, do quadricípite femoral, em indivíduos sem disfunção esquelética e neuromuscular. Pretendeu-se ainda, determinar se alterações na forma de onda (rectangular, triangular e quadrática) podem melhorar o nível de conforto dos sujeitos.

Esta dissertação condensa o trabalho desenvolvido durante o período do mestrado estando dividida em sete capítulos. Uma breve descrição dos conteúdos de cada capítulo é apresentada de seguida. A figura 1.1. esquematiza a organização dos capítulos.

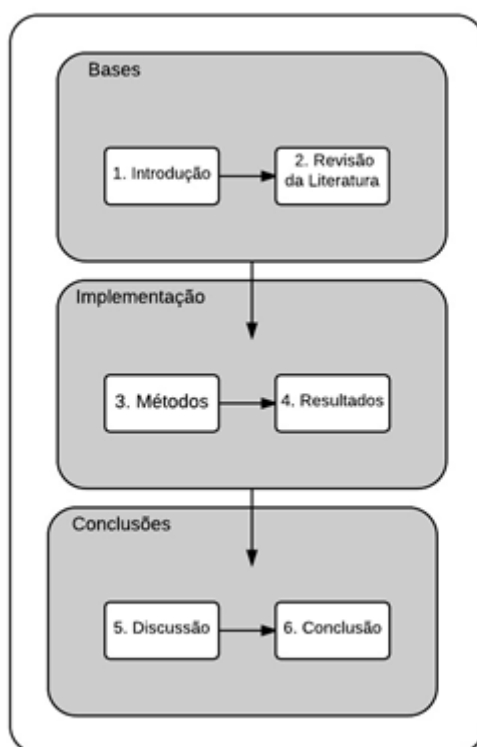


Figura 1.1: Estrutura da dissertação

- Capítulo 1 – **Introdução** – Um breve levantamento da literatura é apresentado, assim como as questões científicas do estudo e os seus principais objectivos. Este capítulo descreve também a estrutura do trabalho.
- Capítulo 2 – **Revisão da Literatura** – Apresenta os conceitos teóricos necessários à compreensão deste trabalho de dissertação. Neste capítulo são aprofundados conceitos relacionados com estimulação eléctrica e com os factores limitantes da mesma. O capítulo define ainda os objectivos gerais e específicos do estudo.
- Capítulo 3 – **Métodos** – Expõe de forma detalhada a metodologia utilizada para o desenvolvimento deste trabalho de investigação. O capítulo define as hipóteses e variáveis em estudo, descreve as técnicas de amostragem e relata pormenorizadamente os procedimentos de estudo.
- Capítulo 4 – **Resultados** – Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos.
- Capítulo 5 – **Discussão** – Faz uma análise crítica dos resultados obtidos identificando relações entre variáveis e potenciais limitações do estudo.
- Capítulo 6 – **Conclusão** – Este último capítulo apresenta as conclusões do trabalho e as suas implicações para a prática clínica.

*(deixado intencionalmente em branco)*

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

---

O objectivo deste capítulo é analisar, de uma perspectiva crítica, temas relacionados com a estimulação eléctrica neuromuscular e a sua influência sobre a fadiga muscular e o desconforto percebido.

### 2.1 Estimulação Eléctrica Neuromuscular

Os primeiros registos da utilização da corrente eléctrica, com fins terapêuticos, remontam à antiguidade. Em meados do século XVIII, Luigi Galvani deu início ao estudo dos efeitos da corrente eléctrica no músculo humano. Mais tarde, em 1831, Michael Faraday demonstrou que a corrente eléctrica poderia ser usada para estimular os nervos, desencadeando movimentos activos<sup>(19)</sup>. Em 1849, o médico francês Duchenne de Boulogne usa pela primeira vez a electricidade como um instrumento de investigação fisiológica, descrevendo várias desordens e as suas origens sendo pioneiro no uso de eléctrodos de superfície<sup>(19)</sup>. Desde então, o estudo da aplicação de correntes eléctricas no corpo humano foi evoluindo, sendo descobertos vários tipos de correntes e os seus efeitos.

De acordo com Robertson<sup>(20)</sup> e os seus colaboradores são consideradas quatro categorias<sup>1</sup> principais do uso das correntes eléctricas, sendo esta classificação feita de acordo com as principais linhas de tratamento. Uma dessas classes é a EENM ou estimulação eléctrica motora, ferramenta frequentemente usada por fisioterapeutas no desporto e em condições clínicas caracterizadas pelo comprometimento motor.

Esta primeira secção irá centrar-se na definição de EENM, nos tipos de corrente que esta utiliza e na discussão da evidência das suas principais aplicações.

#### 2.1.1 Definição de EENM

A EENM envolve a aplicação de uma série de estímulos intermitentes nos músculos esqueléticos superficiais, com o objectivo principal de provocar contracções musculares visíveis, devido à activação dos ramos intramusculares do nervo<sup>(21)</sup>. Os estímulos eléctricos são usualmente aplicados através de um ou mais eléctrodos

---

<sup>1</sup> As outras categorias da estimulação eléctrica são: estimulação sensitiva, iontoforese e “outras” como por exemplo reparação de feridas e redução de edema.



posicionados junto aos pontos motores do músculo. Um nervo motor intacto é um pré-requisito para a produção de contracções musculares através da EENM.

A estimulação eléctrica neuromuscular, também designada unicamente por estimulação eléctrica, utiliza tipicamente correntes eléctricas de frequências mais altas, como veremos na secção seguinte, expressamente para produzir tetania e contracção muscular que poderá ser usada com propósitos “funcionais” e que podem ser encontrados na literatura desde 1964. Outra designação frequentemente utilizada na literatura é a de estimulação eléctrica funcional (FES); esta refere-se usualmente a uma forma de estimulação eléctrica neuromuscular específica que combina estimulação simultânea com intermitente, durante a realização de uma tarefa funcional (Figura 2.1), como inicialmente descrita por Mo e Post<sup>(22)</sup>.



*Figura 2.1: Uso de um dispositivo de FES após lesão medular (retirado de <sup>(23)</sup>).*

### **2.1.2 Correntes eléctricas usadas na EENM**

De acordo com a Secção de Electrofisiologia Clínica da Associação Americana de Fisioterapia<sup>(24)</sup> existem três tipos de corrente terapêutica: (1) corrente directa; (2) corrente alternada; e (3) corrente pulsada.

A corrente directa é unicamente utilizada para cicatrização de feridas e iontoforese e não para a aplicação de EENM.

Actualmente o uso da corrente alternada é aplicada em alta frequência (2500 a 4100 Hz) sendo a estimulação interferencial e a corrente Russa exemplos de corrente alternada. A corrente interferencial é principalmente usada para o alívio da dor e usada apenas ocasionalmente na EENM. O fundamento teórico para o uso destes dois tipos de corrente alternada de alta frequência é que a alta frequência diminui a impedância da pele, permitindo que mais corrente alcance os nervos motores. No entanto, outros<sup>(5)</sup> referiram que a impedância da pele estava mais relacionada com a duração da fase de estimulação. Esta perspectiva sugere que as correntes alternadas de alta frequência não são mais efectivas na diminuição da impedância da pele que a corrente pulsada com 125 a 200  $\mu$ s.

O terceiro tipo de corrente é a corrente pulsada (Figura 2.2), que é definida como “o fluxo unidireccional ou bidireccional de carga que cessa periodicamente, por um período de tempo finito”. O período de tempo durante o qual a carga flui é denominado duração de pulso.

A corrente pulsada com fluxo unidireccional é designada por corrente pulsada monofásica (Figura 2.2 A).

A corrente pulsada com fluxo bidireccional designa-se por corrente pulsada bifásica. Na corrente bifásica, o fluxo de carga pode ocorrer com a mesma direcção ou diferir no tempo e amplitude – dependendo das características. Se as características forem as mesmas em ambas as fases do pulso, a corrente pulsada bifásica é classificada como simétrica (Figura 2.2 B); mas se estas características diferirem entre as duas fases, a corrente bifásica é designada por assimétrica (Figura 2.2 C).

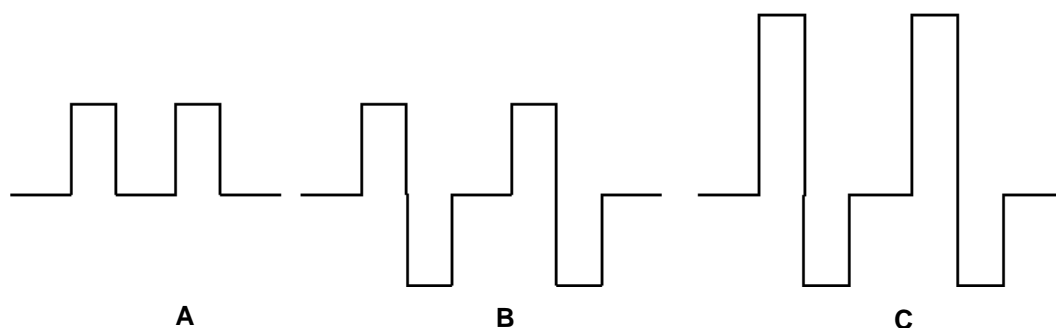


Figura 2.2: Exemplos de corrente pulsada: A) monofásica; B) bifásica simétrica; C) bifásica assimétrica.

### 2.1.3 Principais aplicações da EENM

A EENM tem sido reconhecida como uma ferramenta válida de pesquisa para o estudo *in vivo* da função neuromuscular de músculos saudáveis e lesados, em condições normais e de fadiga<sup>(25)</sup>.

Sabe-se ainda que a EENM é amplamente adoptada por fisioterapeutas ao nível da investigação e da clínica como método de treino/reabilitação. Dependendo do estado do músculo a ser estimulado, a EENM pode ser usada (1) para a preservação da massa muscular e da função, durante longos períodos de imobilização ou desuso<sup>(5, 22)</sup> (2) para recuperação da massa e função muscular, no seguimento de um longo período de imobilidade, desuso ou lesão neurológica<sup>(22, 26)</sup> (3) para o melhoramento da função muscular em populações saudáveis diferentes<sup>(5, 22)</sup>: idosos, atletas de alta competição e sujeitos adultos (Figura 2.3). Para além de melhorar a função muscular a estimulação eléctrica também pode ser usada para melhorar as amplitudes de movimento e reduzir o edema<sup>(22)</sup>

Assim, os programas de EENM para treino/reabilitação têm sido aplicados com efectividade numa grande variedade de áreas e condições específicas:

- i) Cardiovascular: pacientes com doença crónica ou insuficiência cardíaca refractária<sup>(27)</sup> e doença pulmonar obstrutiva crónica<sup>(28)</sup>;
- ii) Ortopedia: pacientes que realizaram reconstrução do ligamento cruzado anterior<sup>(26, 29)</sup>, artroplastia total do joelho<sup>(30, 31)</sup>, artroplastia total da anca<sup>(32)</sup>, artrite reumatóide<sup>(33)</sup> osteoartrite do joelho<sup>(34)</sup> e dor patelo-femoral<sup>(35)</sup>;
- iii) Neurologia: pacientes pós AVC<sup>(3)</sup>, lesões medulares<sup>(36)</sup> e paralisia cerebral<sup>(4)</sup>;
- iv) Desporto: atletas saudáveis ou com lesões, individuais ou pertencentes a equipas desportivas<sup>(29)</sup>.

Apesar da aplicação da EENM ser bastante abrangente e apresentar bons resultados, na maioria dos estudos analisados esta aplica-se quase em exclusivo ao músculo quadricípite femoral. Estes bons resultados podem no entanto ser influenciados por alguns factores que limitam a aplicação de EENM.

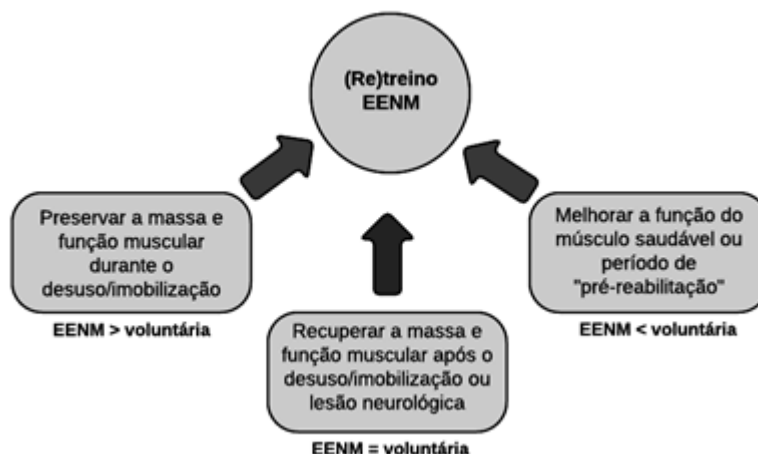


Figura 2.3: Principais aplicações e efectividade dos programas de (re)treino com EENM (adaptado de (6)).

## 2.2 Limitações da EENM

As duas principais limitações da estimulação eléctrica neuromuscular são o forte desconforto associado à estimulação periférica e a rápida fadiga muscular <sup>(5, 37)</sup>. Ambos os factores estão directamente relacionados com a carga eléctrica da corrente usada e inevitavelmente limitam a utilização de EENM em indivíduos frágeis, bem como a sua eficácia. A fim de melhorar a aceitabilidade da EENM, os investigadores têm tentado ao longo do tempo minimizar o desconforto e maximizar o recrutamento espacial, através da modulação dos parâmetros de electroestimulação, mas com uma taxa de sucesso limitada.

Esta secção focar-se-á nos mecanismos que favorecem a fadiga muscular e o desconforto durante a aplicação de EENM e analisará alguns dos métodos utilizados para a sua avaliação.

### 2.2.1 Fadiga muscular

Qualquer forma de contracção muscular sustentada ou repetitiva, voluntária ou induzida electricamente irá resultar em fadiga, que consiste num processo de declínio da força durante uma actividade sustentada, conferindo à fadiga uma definição fisiológica de incapacidade de gerar mais força ou potência<sup>(8)</sup>. Os trabalhos de investigação sobre fadiga muscular, relacionam a fadiga com a incapacidade de gerar

um determinado nível da contração isométrica máxima voluntária (CIMV). O problema é que a produção de força muscular é o produto final da sequência de eventos na produção voluntária da força muscular e cada passo na sequência tem potencial contribuição para a fadiga (Figura 2.4).

Para um melhor entendimento de como a EENM acelera o surgimento da fadiga muscular é importante explorarmos os seus mecanismos: diferenças na ordem de recrutamento das unidades motoras, altas frequências de activação e controlo impreciso da força muscular.

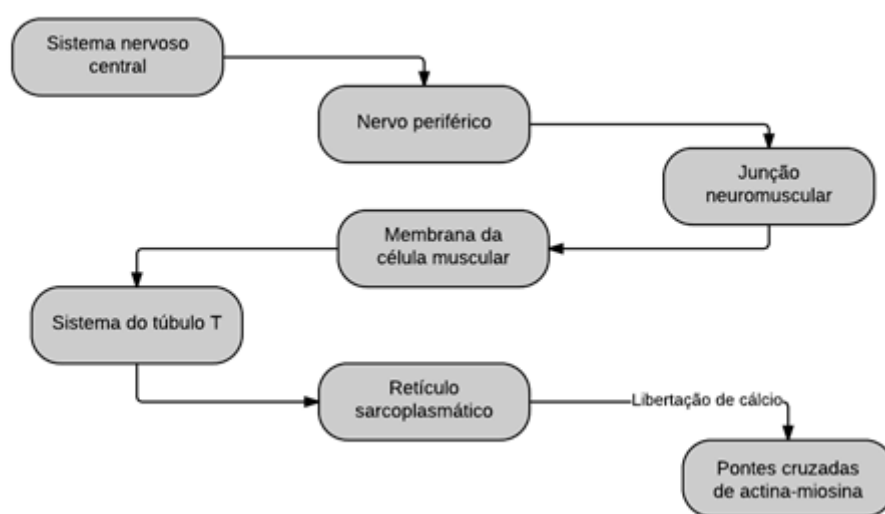


Figura 2.4: Cadeia de eventos na produção voluntária da força muscular (adaptado de <sup>(20)</sup>).

- *Recrutamento das unidades motoras*

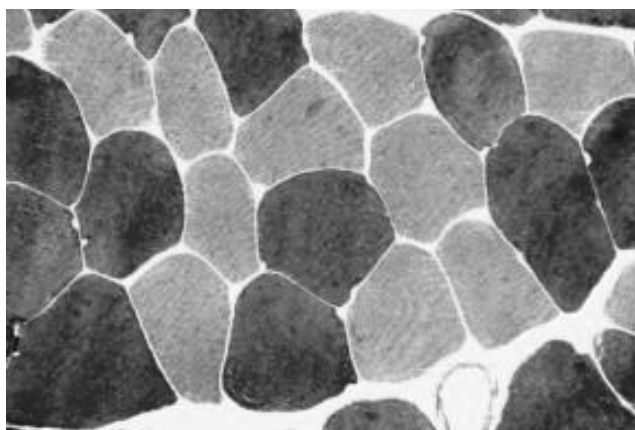
Pensa-se que o rápido aparecimento da fadiga muscular, durante a EENM possa resultar das diferenças na ordem de recrutamento das unidades motoras.

Os músculos são órgãos especializados em converter energia química em energia mecânica, o que conseguem graças às suas proteínas contrácteis. À célula muscular dá-se o nome de fibra muscular. Cada músculo é um mosaico de diferentes fibras que se classificam em dois grupos: (1) fibras do tipo I ou lentas e (2) fibras do tipo II ou rápidas (Figura 2.5).

As fibras lentas possuem um número elevado de mitocôndrias, um bom suprimento sanguíneo e a produção de energia dá-se sobretudo pela via aeróbia. Apresentam

elevada resistência à fadiga e são usadas nos esforços submáximos de longa duração. As fibras lentas predominam em músculos que realizam actividades duradouras como a manutenção da postura; como exemplo temos os extensores da coluna e os músculos abdominais. As fibras rápidas apresentam menor número de mitocôndrias, porém altos níveis de enzimas glicolíticas. Estas fibras têm nervos motores de maior diâmetro que as fibras tipo I e são usadas para produzir esforços de grande intensidade resistindo pouco à fadiga. Predominam nos músculos responsáveis pelo movimento dos membros superiores e inferiores, como por exemplo, o bíceps e o quadríceps.

Ao conjunto dum axónio motor e das várias fibras musculares por ele inervadas, chama-se unidade motora (UM). Cada nervo tem muitos axónios motores e cada músculo tem múltiplas unidades motoras (UM's). Cada fibra apenas recebe inervação de um axónio, mas um axónio enerva várias fibras. Esta inervação não é ao acaso, num mesmo nervo existem axónios específicos para cada tipo de fibras. Sabe-se que quando um músculo é estimulado pelo seu nervo motor, isso não corresponde à activação de todas as suas UM's. Por isso fala-se em recrutamento das unidades motoras e este obedece a prioridades ou sequências de activação dos vários axónios.



*Figura 2.5: Corte transversal do músculo esquelético. As fibras claras são do tipo I e as escuras do tipo II.*

O recrutamento das UM's durante a contracção induzida por EENM difere consideravelmente da contracção voluntária (Tabela 2.1). A primeira diferença entre estas duas modalidades de activação está relacionada com o recrutamento temporal das UM's que é assíncrono<sup>2</sup> durante as acções voluntárias e síncrono<sup>3</sup> durante as

<sup>2</sup> Ocorre primeiramente a activação das fibras lentas e depois das fibras rápidas.

<sup>3</sup> Há recrutamento das fibras rápidas e depois das fibras lentas.

contrações induzidas, uma vez que quanto maior o diâmetro das fibras, mais facilmente estas são excitáveis.

No que respeita ao recrutamento espacial, a EENM com intensidade de corrente constante impõe uma actividade contráctil contínua das fibras musculares superficiais (fibras que apresentam os ramos axonais, na proximidade dos eléctrodos), deste modo o recrutamento diminui proporcionalmente com a distância aos eléctrodos<sup>(38)</sup>. Por outro lado, se a intensidade de corrente for progressivamente aumentada<sup>(39)</sup> durante a sessão de treino, novas fibras, localizadas a maiores distâncias dos eléctrodos, poderão ser despolarizadas, enquanto as superficiais mantêm a sua actividade contráctil apesar da ocorrência de falhas na transmissão-propagação neuromuscular<sup>(40)</sup>.

Nas contrações voluntárias é certo que, quanto maior a força produzida, maior a fadiga muscular desencadeada. Contudo, tal não sucede com as contrações induzidas electricamente. Como previamente notado, contrações mais fortes são conseguidas com aumento da intensidade de corrente, este aumento de intensidade resulta também no recrutamento de mais fibras resistentes à fadiga e mais profundas. Assim, as alterações observadas na fadiga, com o aumento da intensidade e consequente aumento da força poderão não ser significativas. Admite-se no entanto, que o controlo impreciso da força muscular, durante as contrações induzidas electricamente pode acelerar o aparecimento da fadiga durante a EENM<sup>(7)</sup>.

Este recrutamento superficial, fixo e incompleto das fibras musculares acelera o aparecimento da fadiga muscular e condiciona por vezes a utilização da EENM, no contexto do treino/reabilitação da função muscular. No entanto, existem pelo menos três estratégias documentadas na literatura<sup>(16)</sup> que permitem maximizar o recrutamento durante estimulação eléctrica. Em primeiro lugar, a intensidade de estimulação deve ser aumentada, sempre que possível, pelo próprio, de preferência depois de cada contração, com objectivo de despolarizar novas fibras musculares, mais profundas, em cada contração evocada. Segundo, os eléctrodos devem ser reposicionados após uma série de contrações (na mesma sessão e entre sessões) de forma a alterar as fibras superficiais recrutadas. Em terceiro, é também recomendado alterar o comprimento muscular através da manipulação do ângulo articular, para variar o posicionamento das fibras musculares.

*Tabela 2.1: Recrutamento das UM's durante as contracções voluntárias e induzidas electricamente (adaptado de <sup>(6)</sup>).*

<b>Contracção voluntária</b>	<b>Contracção com EENM</b>
<i>Temporal</i>	
Assíncrona	Síncrona
<i>Espacial</i>	
Dispersa	Superficial (junto dos eléctrodos)
Possibilidade de rotação	Espacialmente fixa
Quase completa (mesmo no máximo)	Incompleta (mesmo no máximo)
<i>Ordem</i>	
Sim, selectiva (lentas para as rápidas)	Não, aleatória (lentas e rápidas)
<i>Consequência</i>	
Parcialmente fatigante	Extremamente fatigante

- *Altas frequências de activação*

A fadiga pode ter a sua origem em qualquer um dos passos envolvidos na contracção muscular e pode ser resultado tanto de uma diminuição na activação neural das fibras musculares como numa redução da resposta da fibra muscular à estimulação repetitiva (Figura 2.4). Estes decréscimos podem ser utilmente categorizados como de origem central ou periférica (Figura 2.6). A fadiga central ocorre quando a frequência média de disparo do nervo motor diminui, tanto por causa de um menor controlo do sistema nervoso central (SNC), quer por causa de uma redução da transmissão do comando do SNC para os neurónios motores<sup>(20, 41)</sup>. Tem sido argumentado que esta redução é uma forma de proteger os músculos da lesão, caso o exercício seja mantido. A fadiga periférica ocorre na junção neuromuscular ou além dela<sup>(42)</sup>.

Tanto a fadiga central como a fadiga periférica ocorrem durante uma actividade muscular sustentada de intensidade máxima, no entanto durante esforços submáximos existe mais fadiga periférica do que fadiga central<sup>(43)</sup>.

Durante a estimulação eléctrica neuromuscular, os nervos periféricos são estimulados directamente, pensa-se que a fadiga muscular é maioritariamente de origem periférica<sup>(20)</sup> apesar de várias linhas de evidência indicarem um envolvimento do SNC durante a EENM<sup>(44, 45)</sup>. A fadiga periférica induzida electricamente pode



envolver uma variedade de mecanismos, incluindo a perda da capacidade de gerar um potencial de acção no local da estimulação.

Há a possibilidade de deterioração da transmissão na junção neuromuscular. Numa contracção voluntária normal em que a frequência de disparo é baixa, a quantidade de acetilcolina (ACh) libertada, por potencial de acção, é excessivamente maior que aquela requerida para despolarizar a membrana da fibra muscular. Com frequências de estimulação mais altas (50 Hz ou mais), as reservas limitadas de ACh na terminação do axónio motor podem esgotar-se podendo resultar em falha para iniciar a despolarização da membrana da fibra muscular. A resposta da fibra muscular à estimulação com frequência constante também pode diminuir por conta da propagação reduzida do potencial de acção ao longo da membrana da fibra muscular. Jones e os seus colegas<sup>(20)</sup> demonstraram que se o músculo esquelético for fatigado rapidamente pela estimulação com 100 Hz por algumas dezenas de segundos e a frequência de estimulação for diminuída para 20 Hz, sem nenhum período de repouso, há uma recuperação parcial repentina da produção de força. Esta perda de força recuperável é chamada de “fadiga de alta frequência”. O efeito é atribuído a mudanças nas concentrações de catiões (K<sup>+</sup> e Na<sup>+</sup>) na interfibra e no túbulo T.

A fadiga também pode ocorrer dentro da fibra muscular, como resultado de alterações metabólicas e mudanças nas concentrações de iões. Os factores incluem suprimento inadequado de oxigénio, depleção de glicose e acúmulo de subprodutos metabólicos, incluindo iões hidrogénio dentro da fibra muscular. A variação citoplasmática nas concentrações de iões cálcio livres e ligados também pode ter influência. A contribuição relativa destes factores à fadiga muscular induzida electricamente não é entendida por completo e a análise é complicada por causa das contribuições relativas, dependendo dos parâmetros particulares do estímulo usado, que serão abordados na secção seguinte.

É discutível se a fadiga induzida pela estimulação eléctrica é prejudicial ao fortalecimento muscular. Um argumento é que uma fibra fatigada parou, portanto não há benefício a ser obtido por estimulação adicional, por conseguinte a fadiga deve ser evitada. O contra argumento é que o fortalecimento só ocorrerá se a fibra muscular for trabalhada até ao seu limite de fadiga. A resposta parece ser que a fadiga resulta em fortalecimento, mas somente se for a fibra muscular que fadigue.

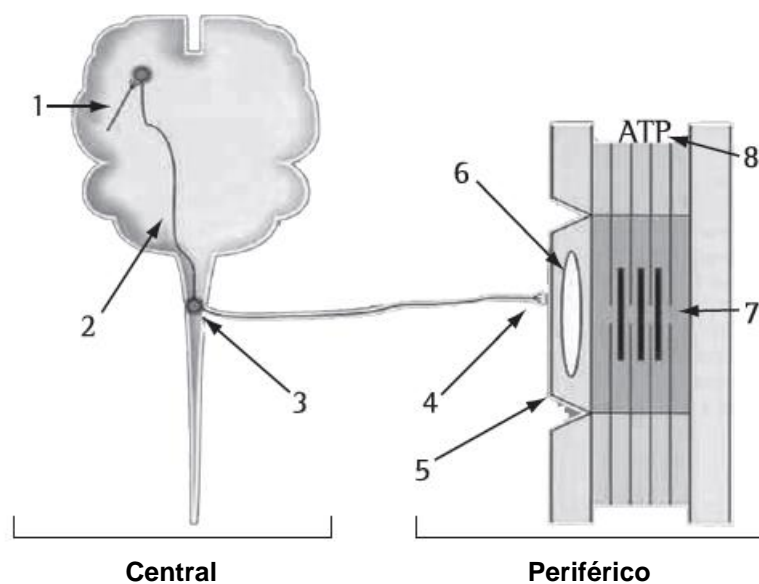


Figura 2.6: Principais locais de origem da fadiga muscular.

*Fadiga central relaciona-se com alterações (1) do comando excitatório para os centros motores superiores ou (2) do neurónio motor inferior e (3) do grau de excitabilidade, ou ainda (4) da transmissão neuromuscular. Fadiga periférica ocorre quando as alterações se relacionam (5) com excitabilidade do sarcolema, ou (6) com libertação e captação de cálcio pelos túbulos T e pelo retículo sarcoplasmático ou (7) mecanismos contrácteis, ou ainda (8) o acúmulo de metabolitos (Retirado de <sup>(46)</sup>).*

O problema da fadiga muscular é ainda agravado pelo facto do músculo paralisado mostrar maior susceptibilidade à fadiga que o músculo saudável<sup>(9)</sup>. Apesar de não ser o ponto central do nosso trabalho alterações dramáticas na composição da fibra muscular são referidas. Fibras do tipo I são convertidas em fibras glicolíticas rápidas altamente fatigáveis, tanto em animais como em humanos sujeitos a imobilização prolongada<sup>(9)</sup>. Um outro estudo<sup>(47)</sup> demonstrou que embora o quadricípite de indivíduos com lesão medular possa sofrer tais adaptações, alguns músculos podem revelar propriedades contrácteis normais. Mesmo depois de longo período de paralisia a velocidade de contracção lenta e a alta resistência à fadiga podem ser preservadas<sup>(47)</sup>.

### 2.2.2 Desconforto

Como supra-referido, o desconforto associado à estimulação periférica é um dos factores que mais limita a utilização de EENM, sendo extremamente difícil de prever clinicamente. Apesar de a EENM ser um método bem documentado quanto às melhorias na *performance* muscular, sabe-se que para induzir uma contracção via estimulação eléctrica, é necessário que os pacientes tolerem o que possa ser um

procedimento “doloroso”<sup>(37)</sup>. Assim como a maioria das intervenções em fisioterapia, também a EENM tem um objectivo (fortalecimento muscular) e um custo (desconforto para o paciente), o que poderá levantar algumas preocupações éticas.

Com intuito de compreender o desconforto resultante da EENM é fundamental descrevermos de forma sintética os mecanismos pelos quais os estímulos periféricos são transmitidos ao SNC e os factores que podem contribuir para o desconforto, durante a indução eléctrica de contracções musculares.

- *Mecanismos da dor*

A dor é um conceito compreendido e já experimentado pela maioria da população. A dor tem dimensões sensoriais e emocionais e está associada a lesão real ou potencial dos tecidos<sup>(48)</sup>. Apesar disto é difícil definir a dor porque se trata de uma resposta complexa e diferenciada aos estímulos nocivos. Parte desta complexidade deve-se à gama de possíveis modificações de entrada de informações que podem ser percebidas como dor pelas diversas partes do corpo.

A dor pode ser gerada por excesso de estímulos nociceptivos ou por hipoactividade do sistema supressor da dor.

Em condições normais, a informação sensorial é captada pelos nociceptores que apresentam um limiar de activação relativamente alto e são sensíveis a estímulos que potencialmente lesam os tecidos, como estímulos mecânicos, térmicos, eléctricos e químicos. Estes nociceptores são classificados como receptores A- $\delta$ <sup>4</sup> e receptores C<sup>5</sup>.

A informação proveniente dos nociceptores é transmitida à espinal medula onde subsequentemente influencia a actividade reflexa ou é transmitida adiante através das vias específicas para os centros cerebrais superiores. É o equilíbrio geral entre a excitação e inibição sobre as células de transmissão (células T) que determina se a informação nociceptiva será ou não transmitida para os centros cognitivos. Alterando o equilíbrio a favor da inibição através dos interneurónios inibitórios da substância gelatinosa, a transmissão de informação nociceptiva para os centros superiores pode ser reduzida ou abolida (Figura 2.7).

Esta modulação da transmissão da dor alterando as influências de diferentes impulsos para as células T é conhecida como teoria do portão, proposta por Melzack e Wall em 1965<sup>(20, 49)</sup>. Simplificadamente este mecanismo pode ser considerado como

---

<sup>4</sup> Receptores aferentes responsáveis pela transmissão da dor aguda, localizada de curta duração.

<sup>5</sup> Receptores responsáveis pela transmissão de dor de longa duração e difusa.

um sistema no qual o “portão” é aberto, permitindo que a informação nociceptiva passe para os centros superiores, ou fechado, impedindo que essa informação seja transmitida.

Nalgumas situações há a possibilidade de ocorrer aumento da sensibilidade dos nociceptores devido á acção de mediadores químicos – sensibilização periférica. É preciso também ter em consideração que após a activação dos receptores aferentes tipo C, a excitabilidade das células T do corno dorsal pode permanecer elevada durante várias horas, devido a alterações nos segundos neurónios dessas células. Isto irá desencadear alterações nos canais e receptores da membrana, que por sua vez, aumentam a excitabilidade dos neurónios e a sua sensibilidade aos transmissores sinápticos – sensibilização central.

O cérebro não é passivo às mensagens colectadas no meio exterior e interior. Aspectos da vida pregressa e presente e experiências pessoais interagem de modo significativo com a percepção da dor. Sistemas neurais supra-espinhais permitem ao organismo utilizar as experiências passadas para controlar a sensibilidade nas várias estruturas do SNC e reagir de modo variado e autodeterminado.

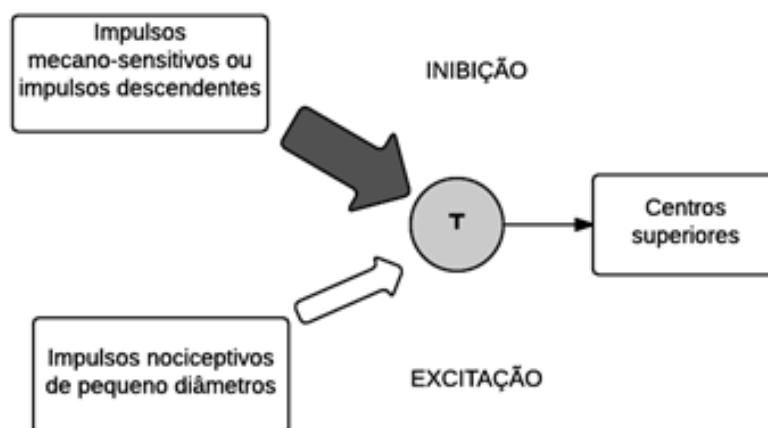


Figura 2.7: Transmissão de informação para centros superiores

*A inibição da transmissão da dor é conseguida alterando o equilíbrio dos impulsos para as células T de modo a favorecer os aferentes mecano-sensitivos ou provenientes de impulsos descendentes. Quando isso acontece, maior quantidade de impulsos inibitórios - seta larga sobrepõe o impulso excitatório gerado pelos aferentes nociceptivos - seta estreita (adaptado de<sup>(49)</sup>).*

- *Factores de desconforto durante a EENM*

Pensa-se que o principal foco do desconforto durante a aplicação de EENM esteja relacionado essencialmente com a activação das fibras A- $\delta$ <sup>(20)</sup>. Esta activação é condicionada pelo estímulo eléctrico aplicado (características da corrente) e do interface pele - nervo aferente. Alguns estudos sugerem que a característica da corrente que mais contribui para o desconforto, é o aumento da intensidade de corrente, que é muito variável nos diferentes programas de treino muscular. Vários estudos têm sido efectuados, mas ainda não foi determinada a intensidade de corrente mínima, suficiente para promover o fortalecimento muscular, no entanto alguns estudos mostraram ganhos de força com intensidades de corrente que geram 30-90% da CIMV. Para induzir electricamente forças dentro dos limites superiores deste intervalo tem de se recorrer a intensidades elevadas, acompanhadas por um aumento de desconforto, podendo mesmo atingir níveis intoleráveis. Outras características como a forma de onda, frequência e duração de pulso influenciam o conforto da EENM, como veremos na secção seguinte.

No entanto, de acordo com Delitto e os seus colaboradores<sup>(37)</sup> outros factores (cognitivos, moderadores) podem também contribuir para o desconforto sentido. Este mesmo estudo refere que os sujeitos devem conseguir tolerar as contracções musculares involuntárias, com forças elevadas. Estas forças elevadas podem indirectamente provocar o aumento da dor, apreensão ou medo, resultando num desconforto adicional associado com EENM, acreditando que os sentimentos associados com a contracção muscular e o efeito da estimulação directa dos nociceptores aferentes se combinam para produzir o desconforto que os pacientes sentem<sup>(37)</sup>.

Outro estudo<sup>(50)</sup> refere ainda a importância da utilização de algumas estratégias de *coping*, durante a EENM, como forma de diminuir o desconforto.

### **2.2.3 Métodos de avaliação da fadiga muscular**

Para detectar os efeitos da modulação de parâmetros ao nível da fadiga muscular e do conforto sensorial é imprescindível utilizar métodos de avaliação devidamente validados.

Seguidamente serão analisados os métodos, mais comumente, utilizados na avaliação da fadiga muscular, bem como alguns factores que influenciam os seus resultados.

- *Fadiga periférica*

Actualmente existe uma grande variedade de métodos, testes e protocolos de exercícios utilizados para objectivar parâmetros indicativos da fadiga muscular<sup>(51)</sup>.

A electromiografia de superfície e os protocolos de exercício usando contracções isométricas máximas e submáximas, são métodos de avaliação amplamente utilizados no estudo da fisiologia muscular, devido à sua facilidade de aplicação.

A avaliação da fadiga muscular pela contracção isométrica máxima voluntária é obtida instruindo-se o paciente a gerar a maior força voluntária possível, sem alterar o comprimento muscular. Para esta avaliação da CIMV são usados dinamómetros ou tensímetros. Por se tratar de uma técnica volitiva, factores externos, tais como a capacidade funcional e motivação do paciente, podem gerar contracções com activação submáxima. No entanto, devido à facilidade de execução, ao encorajamento verbal e à experiência técnica, pouca variabilidade tem sido descrita.

Vários estudos têm utilizado séries de contracções voluntárias submáximas na avaliação da fadiga muscular<sup>(52)</sup>. Habitualmente, valores relativos de 20-60% são utilizados.

Na avaliação da resistência muscular, utilizam-se 15-30 repetições sucessivas, sendo geradas forças menores sucessivamente. Os resultados do teste de resistência/fadiga podem ser interpretados de duas formas: trabalho total, que corresponde à soma da área sob a curva das contracções musculares; ou declínio no pico torque ou trabalho ao longo de 15, 20, 30 ou 50 repetições<sup>(53)</sup>.

A fim de obter resultados comparáveis, durante a avaliação da fadiga muscular com qualquer um dos métodos anteriormente mencionados, determinados critérios devem ser definidos para a selecção dos participantes.

Um grande número de condições de saúde influenciam este resultado, como tal é importante que os sujeitos sejam saudáveis. Qualquer doença ou condição pré-existente pode influenciar a *performance* dos grupos musculares, o que irá gerar resultados pouco consistentes para o mesmo indivíduo. O consumo de álcool e tabaco são outro factor que irá influenciar a fadiga muscular. Wust e os seus colaboradores<sup>(25)</sup>

descobriram que os fumadores experienciam maior fadiga muscular periférica do que os não fumadores, uma vez que o fumo dificulta o suprimento de oxigénio e portanto a função mitocondrial. Vários estudos têm sugerido que os participantes devem ser aconselhados a absterem-se de álcool e cafeína no dia do teste e no dia anterior<sup>(54)</sup>. Demura *et al.*<sup>(55)</sup> sugeriram que os indivíduos do sexo masculino podem experimentar uma maior fadiga muscular para contracções a 40-60% da CIMV do que os indivíduos do sexo feminino. Contracções fatigantes, em adultos jovens e idosos com diferentes CIMV, os idosos experimentam aumento dos níveis de actividade electromiográfica<sup>(56)</sup>. Isto sugere que a fadiga muscular é significativamente influenciada por diferenças na idade e no género, assim resultados de um homem de 20 anos e de uma mulher de 60 anos não podem ser comparados. Os resultados do estudo efectuado por Laufer<sup>(11)</sup> e os seus colaboradores indicam diferenças relacionadas com o género nas contracções induzidas electricamente e nos padrões de fadiga muscular. Também o período de descanso é um factor que pode condicionar fortemente os resultados. Períodos de descanso longos são frequentemente necessários, para assegurar que o grupo muscular em teste não foi recentemente exercitado.

## 2.3 Parâmetros de EENM

Entender os efeitos dos diferentes parâmetros de estimulação eléctrica torna possível ajustá-los aos nossos objectivos terapêuticos e a avaliar melhor os riscos associados, contribuindo para o aumento da efectividade da EENM. Muitos autores defendem no entanto que a efectividade da EENM não depende maioritariamente dos parâmetros de estimulação, mas sim das características anatómicas individuais dos sujeitos<sup>(6)</sup>.

Os investigadores têm tentado identificar quais os parâmetros preferenciais em termos de força de contracção<sup>(11)</sup>, fadiga<sup>(11-13)</sup> e conforto<sup>(10, 14)</sup> (Figura 2.8). Os parâmetros de estimulação que se pensa terem maior impacto na fadiga muscular e conforto incluem a amplitude de corrente, a duração de pulso e a frequência<sup>(12)</sup>. Apesar de menos evidente, alguns estudos referem que tanto o ciclo *on-off* como a carga eléctrica através da optimização da forma de onda, têm impacto na fadiga do músculo esquelético. Contudo, devido ao número de factores considerados, nos diferentes estudos, serem extremamente variáveis é difícil retirar conclusões definitivas sobre quais os parâmetros óptimos para obter a contracção mais forte com mínimo de fadiga.

Esta secção irá centrar-se no efeito dos diferentes parâmetros de estimulação eléctrica na fadiga muscular e conforto.

Características da corrente	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Frequência</li> <li>• Intensidade de corrente</li> <li>• Forma e duração do pulso</li> <li>• Tempo on-off</li> </ul>
Características da contracção	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Intensidade (dose de treino)</li> <li>• Duração da contracção</li> <li>• Comprimento do músculo</li> <li>• Aplicação exclusiva de EENM</li> </ul>
Características do hardware	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eléctrodos</li> <li>• Dispositivo de estimulação</li> </ul>
Detalhes do programa de (re)treino	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Contracções/sessão</li> <li>• Sessões/semana</li> <li>• Semanas</li> <li>• Adesão</li> <li>• Tolerância</li> </ul>

*Figura 2.8: Principais parâmetros de EENM que podem condicionar a força de contracção, a fadiga muscular e o conforto (adaptado de <sup>(6)</sup>).*

### 2.3.1 Frequência

A frequência refere-se ao número de pulsos por segundo durante a estimulação e a sua unidade é definida em Hertz (Hz). As frequências de estimulação eléctrica podem variar amplamente dependendo dos objectivos da tarefa ou intervenção, mas na clínica são usados maioritariamente valores entre os 20-50 Hz para a obtenção de melhores resultados<sup>(14, 57)</sup>. Para evitar a fadiga e o desconforto, são usualmente utilizadas frequências de estimulação baixas e constantes, que produzem uma contracção suave com níveis baixos de força<sup>(58)</sup>.

O efeito de diferentes frequências (20-100 Hz) na fadiga muscular está bem documentado, mostrando que um aumento da frequência acentua a fadiga muscular enquanto a sua diminuição conduz a uma redução da fadiga muscular<sup>(13, 15)</sup>. Um trabalho realizado por Bigland-Ritchie, Jones e Woods<sup>(22)</sup> demonstraram que frequências elevadas de estimulação (50 e 80 Hz) aplicadas nos músculos da mão resultam num rápido declínio de força após aproximadamente 20 s. Frequências mais elevadas são frequentemente relatadas como mais confortáveis, uma vez que a



resposta de força é suavizada tendo um efeito de formigueiro, enquanto as frequências mais baixas são detectadas como pulsos individuais<sup>(59)</sup>.

### 2.3.2 Amplitude/ intensidade de corrente

A amplitude/ intensidade de corrente (Figura 2.9) é o tamanho do estímulo aplicado, sendo expressa usualmente em miliamperes (mA). Quanto maior a intensidade, maior será o efeito despolarizante das estruturas subjacentes aos eléctrodos<sup>(60)</sup>. Maiores intensidades podem promover maiores ganhos na força<sup>(31, 33)</sup>. O impacto da intensidade de estimulação na fadiga ainda não é muito claro. Binder-Macleod e os seus colaboradores<sup>(61)</sup> mostraram que aumentando a intensidade e mantendo os restantes parâmetros constantes existia um pequeno aumento da fadiga. Isto sugere que quando se aumenta a intensidade de corrente, são recrutadas mais unidades motoras rápidas, resultando numa maior fadiga, devido a uma maior demanda metabólica comparando com as unidades motoras lentas. Contrariamente, quando a EENM é aplicada no quadricípite de sete pacientes saudáveis e a influência da frequência, duração de pulso e amplitude na fadiga foi estudada, os investigadores descobriram que a fadiga só diminuía quando a frequência era diminuída; baixar os restantes parâmetros não teve um efeito apreciável na redução da fadiga<sup>(13)</sup>. A intensidade também é considerada um factor importante no conforto do paciente, intensidades elevadas são normalmente menos toleradas; no entanto a intensidade e frequência irão determinar a qualidade da contracção produzida<sup>(22)</sup>

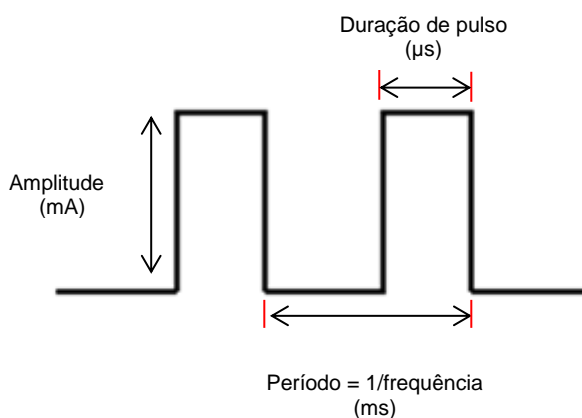


Figura 2.9: Período, amplitude e duração de pulso de uma onda rectangular monofásica.

### 2.3.3 Forma de onda

Na estimulação eléctrica, a forma de onda é a representação geométrica da variação dos pulsos de corrente ao longo do tempo, que são introduzidos nos tecidos biológicos. No contexto da corrente eléctrica a polaridade refere-se ao sentido da carga.

O papel da forma de onda na fadiga muscular e conforto não tem sido tão estudado como os demais parâmetros. Contudo estudos utilizando modelos teóricos chegaram a conclusões promissoras sobre a diminuição da carga eléctrica do impulso, através da optimização da forma de onda, como uma medida para reduzir a indução da fadiga muscular<sup>(16, 17)</sup>. Laufer e os seus colaboradores<sup>(11)</sup> demonstraram que ondas monofásicas e bifásicas produzem maior força do que as ondas polifásicas, quando aplicadas no músculo quadrícipite de indivíduos jovens saudáveis. Verificou-se ainda que a estimulação com onda polifásica gerou fadiga muscular mais rapidamente<sup>(11)</sup>.

Quanto à influência da forma de onda no conforto da estimulação, Baker, Bowman e McNeal<sup>(14)</sup> pesquisaram os efeitos de seis formas de onda diferentes quanto ao conforto durante a EENM. Foi relatado que uma forma de onda rectangular, bifásica assimétrica (35 Hz) era confortável e efectiva para estimular os músculos extensores do punho. Contudo, em músculos maiores como o quadrícipite, os indivíduos preferiram a estimulação com onda rectangular bifásica simétrica<sup>(14)</sup>. Delitto e Rose<sup>(18)</sup> relataram que a percepção de desconforto se modifica com alterações da forma de onda (50 Hz) e que existem preferências individuais por diferentes formas de onda (rectangular, triangular e sinusoidal).

A literatura refere que a estimulação mais eficiente da fibra nervosa é efectuada com onda rectangular<sup>(20)</sup>. Refere ainda que pulsos rectangulares e triangulares de 250 µs ou menos são funcionalmente equivalentes<sup>(20)</sup>. As formas de onda mais frequentes na prática clínica têm as suas características representadas na Figura 2.10. Existem no entanto, inúmeras formas de onda cujo efeito biológico ainda não é conhecido.







	Threshold	Corrosão	Danos no Tecido
	+	+	+
	+++++	+++++	++
	+++	+++++	+++++
	+++++	+++++	+++
	++	+++	+++++
	+++++	++	+++++
<div>+++++</div> <div>+</div> <div>Melhor</div> <div>Pior</div> <div>em relação ao</div> <div>paciente ou ao tecido</div>			

Figura 2.10: Comparação das formas de onda ao nível da sua habilidade para gerar um baixo limiar de estimulação, baixa corrosão e baixo dano tecidual. Adaptado de(62).

### 2.3.4 Duração/largura do pulso

O intervalo de tempo de um único pulso é conhecido como duração ou largura de pulso (Figura 2.9), sendo usualmente expressa em microssegundos ou milissegundos ( $\mu$ s ou ms). Os investigadores têm mostrado que a maioria das aplicações clínicas utiliza durações de pulso entre os 200 – 400  $\mu$ s, pois este intervalo representa uma boa relação entre eficiência e conforto para o paciente<sup>(62)</sup>. Este parâmetro, juntamente com a intensidade de corrente determinam a energia necessária para desencadear o potencial de acção e discriminam se a estimulação é sensorial, motora ou dolorosa. As correntes pulsadas com menores durações de pulso são menos desconfortáveis. Estas ideias são baseadas no comportamento da curva intensidade – duração das fibras nervosas (Figura 2.11).

O efeito independente da duração de pulso sobre a fadiga muscular não é ainda muito claro, mas tem sido demonstrado que a modulação da duração de pulso tem

menos efeito na fadiga muscular do que a modulação da frequência. Um estudo prévio testou o efeito do produto da frequência e duração de pulso na fadiga muscular. Verificou-se que uma combinação de 20 Hz e 500 ms produz menos fadiga comparativamente com 50 Hz e 200  $\mu$ s<sup>(63)</sup>. Gorgey e os seus colaboradores<sup>(13)</sup> observaram um efeito enigmático da duração de pulso no torque por área activa e na fadiga muscular. O estudo revela que uma duração de pulso mais longa aumenta ligeiramente o torque por área activa, mas não a fadiga muscular o que contraria as principais hipóteses<sup>(13)</sup>.

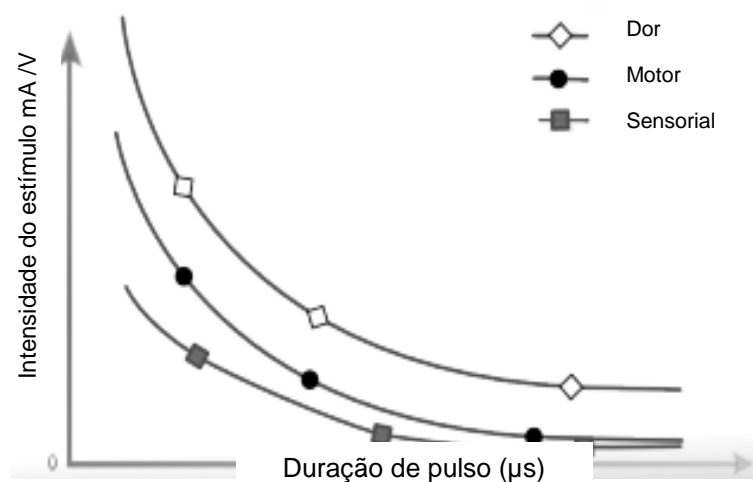


Figura 2.11: Curvas de intensidade - duração de pulso para as respostas sensorial, motora e dolorosa (Adaptado de <sup>(20)</sup>).

### 2.3.5 Ciclo de trabalho

A forma de descrever a proporção de tempo pelo qual a corrente está realmente a ser aplicada, num ciclo de estimulação completo é pela especificação do ciclo de trabalho. O ciclo de trabalho é indicado sobre a forma de rácio como 1:2 (10 segundos *on* e 20 segundos *off*) ou percentagens como 70%, indicando a percentagem de tempo *on* quando comparada com o tempo total de *on* e *off*. As aplicações clínicas mais frequentes utilizam a razão de 1:3 como ciclo de trabalho *standard*, mas este rácio pode ser modificado para se ajustar às necessidades do paciente bem como às metas do tratamento<sup>(64)</sup>.

Os primeiros estudos com pessoas com lesões vertebro medulares demonstraram que quando os períodos de desenvolvimento de força foram interrompidos com

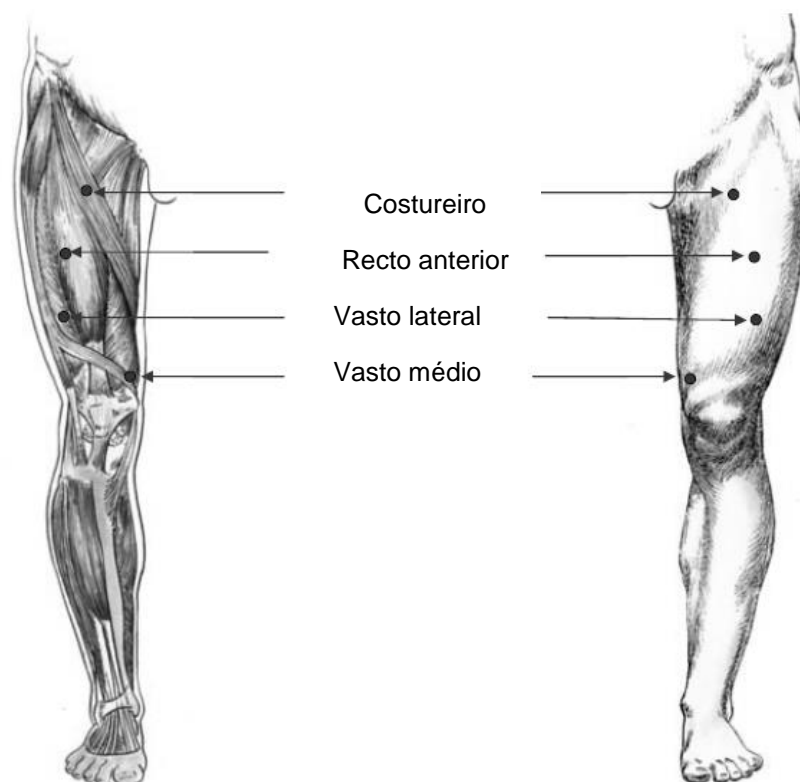
períodos de descanso, o tecido muscular foi capaz de recuperar mais rapidamente e produzir mais força em comparação com os programas de estimulação constantes usados<sup>(65)</sup>.

## 2.4 Posicionamento e Tamanho dos Eléctrodos

Como já referido anteriormente, a aplicação de estímulos eléctricos na EENM é efectuada através da colocação de eléctrodos de superfície. O sucesso da corrente, aplicada sobre o tecido subjacente, está altamente relacionado com o tamanho e posicionamento dos eléctrodos, bem como com a condução do interface pele-eléctrodo<sup>(66)</sup>. Actualmente são preferencialmente usados eléctrodos auto-adesivos (com camada de gel adesivo), uma vez que são mais fáceis de aplicar, não necessitam de uma fixação extra e podem ainda ser reutilizados pelo mesmo paciente.

Também as dimensões dos eléctrodos devem ser consideradas. Eléctrodos de maiores dimensões activam maior quantidade de tecido muscular, dispersando a corrente numa superfície mais ampla, o que irá resultar numa menor densidade de corrente. Eléctrodos mais pequenos concentram densidades de corrente, diminuindo a possibilidade de estimular os músculos circundantes, este aumento de densidade está associado a maior desconforto/dor para o paciente, durante a estimulação eléctrica<sup>(67)</sup>.

A colocação dos eléctrodos também irá influenciar marcadamente a resposta muscular e dependerá dos objectivos de tratamento devendo ser cuidadosamente considerada. Não existe ainda consenso na literatura sobre qual o local preferencial para o posicionamento dos eléctrodos, sendo o ventre muscular e os pontos motores (Figura 2.11) os alvos de maior discussão. Uma investigação recente sobre a aplicação EENM sobre o tibial anterior e vasto externo do membro inferior comparou o posicionamento dos eléctrodos usando o ponto motor (localização precisa através da estimulação) com as sugestões de localização de vários fabricantes. Esta resultou em diferenças significativas na *performance muscular*; o posicionamento no ponto motor não só produz mais torque, mas também maior fluxo sanguíneo e consumo de oxigénio<sup>(68)</sup>.



*Figura 2.12: Localização dos pontos motores do quadrícipite femoral.*

## 2.5 Dispositivos de EENM

Nos dias de hoje existe no mercado uma grande quantidade de dispositivos de estimulação eléctrica. De longe, a forma mais conveniente para aplicar EENM é através de pequenas unidades portáteis. Estas unidades apresentam capacidades modificáveis para que os seus utilizadores possam definir os parâmetros de estimulação e personalizar os programas, de modo a que consigam ser usados na clínica e no domicílio<sup>(2, 10)</sup>. Parâmetros como a frequência, duração de pulso e intensidade de corrente são comumente passíveis de ser ajustados. Não foram encontradas referências na literatura relativamente à possibilidade de ajustar a forma de onda. Muitos destes dispositivos vêm com regimes pré-programados (parâmetros fixos) a partir dos quais o utilizador poderá escolher dependendo dos objectivos de tratamento (fortalecimento muscular, reeducação muscular, alívio da dor, etc.). A maioria destas unidades de estimulação eléctrica apresenta modo de bloqueio para que os pacientes as possam levar para casa sem receio de alterar as configurações previamente definidas, precisando o paciente apenas de ligar o dispositivo e activar o

programa. Outras opções disponíveis nos dispositivos são o acompanhamento dos mecanismos que monitorizam a actividade do dispositivo. Isto permite que o terapeuta possa verificar quantas vezes e por quanto tempo o aparelho esteve ligado, para averiguar se as indicações foram cumpridas pelo paciente. Exemplos destes produtos no mercado são o Empi 300 PV, um equipamento multifunções portátil com EENM e estimulação eléctrica nervosa transcutânea (TENS) e capacidade de estimulação de alta-voltagem<sup>(69)</sup>. O grupo Chattanooga oferece sistemas portáteis e clínicos com múltiplas opções de estimulação eléctrica<sup>(70)</sup>.

O Parastep I foi um dos primeiros sistemas de estimulação eléctrica funcional de ambulatório a ser aprovado pelo organismo regulador dos Estados Unidos da América, Food and Drug Administration (FDA) e usa uma matriz de estimulação através das costas, glúteos e membros inferiores<sup>(71)</sup>. O Parastep também utiliza um andarilho com controlo manual para regular o levantar e o sentar.

Outros exemplos de dispositivos de FES foram desenvolvidos pela Bioness Inc. O L300 é um dispositivo pequeno e discreto para estimular o nervo peroneal comum que se fixa na região superior da barriga da perna e facilita as capacidades de locomoção de pessoas com AVC, lesão medular, esclerose múltipla e tumor cerebral<sup>(72)</sup>. A Bioness é uma das poucas empresas que fornece uma neuroprótese para o membro superior o Ness H200. O dispositivo H200 é composto por um sistema de estimulação eléctrica embutida dentro de um exosqueleto termoplástico, colocado no antebraço que facilita a abertura e o fecho da mão<sup>(72)</sup>.

Muitos outros equipamentos de estimulação eléctrica e estimulação eléctrica funcional têm sido desenvolvidos.



*Figura 2.13: Dispositivos de electroestimulação presentes no mercado.*

Em suma, verifica-se que a EENM é eficaz no aumento da força voluntária de inúmeras condições clínicas. Esta eficácia é no entanto condicionada pela fadiga precoce e forte desconforto. De acordo com a revisão do tema os parâmetros de estimulação com maior impacto na fadiga são a frequência e o ciclo *on-off*; e no conforto a intensidade de corrente e a duração de pulso. Contudo estudos e modelos teóricos referem que a modulação da forma de onda pode atrasar o aparecimento da fadiga muscular e diminuir o desconforto gerado durante a contracção induzida por EENM. De seguida são apresentados os objectivos do presente estudo.

## **2.6 Objectivo geral**

O principal objectivo deste estudo foi avaliar a influência da modulação da forma de onda na fadiga muscular do quadríceps femoral e o conforto em sujeitos saudáveis sem disfunção neuromuscular.

## **2.7 Objectivo específicos**

Para atingir o objectivo geral foram estabelecidos os seguintes objectivos específicos:

- Determinar a fadiga muscular do quadríceps femoral, durante a EENM, com três formas de onda diferentes (onda rectangular, onda triangular e onda quadrática), através do cálculo do índice de fadiga muscular.
- Medir o desconforto subjectivo dos participantes, resultante da aplicação de EENM, com as três formas de onda, através do *score* medido na Escala Visual Análoga (EVA).
- Analisar eventuais diferenças nos três grupos, quanto à fadiga muscular do quadríceps femoral e na percepção de desconforto.
- Analisar eventuais diferenças na fadiga muscular e desconforto entre a estimulação eléctrica com onda rectangular/*standard* (RT), triangular (TR) e quadrática (QU).



*(deixado intencionalmente em branco)*

## 3 MÉTODOS

---

Este capítulo tem como objectivo descrever de forma pormenorizada as diferentes etapas do processo de investigação, desenvolvidas para responder à questão de pesquisa formulada.

### 3.1 Hipóteses

Com o intuito de orientar o planeamento dos procedimentos metodológicos necessários à execução da pesquisa, começámos por definir as hipóteses de investigação.

Considerámos como hipótese nula ( $H_0$ ), não existirem diferenças entre as três formas de onda (RT, TR e QU) ao nível da fadiga muscular e do desconforto.

Como ponto de partida da investigação, tendo em conta alguns modelos teóricos, colocámos como hipótese ( $H_1$ ) que a modulação da forma de onda ao alterar a taxa de aplicação da carga poderá influenciar o recrutamento das unidades motoras e consequentemente a indução de fadiga e do desconforto. Como tal, considerámos como  $H_1$  que existem diferenças ao nível do índice de fadiga e *score* na EVA entre as três formas de onda.

### 3.2 Tipo de Estudo

Para a procura de evidências que comprovem ou refutem as hipóteses anteriormente formuladas foi desenvolvido um estudo quantitativo, prospectivo de paradigma experimental<sup>(73)</sup>.

Quantitativo porque se caracteriza pela medida de uma realidade objectiva. Prospectiva uma vez que a recolha dos dados foi efectuada posteriormente à elaboração da questão em estudo.

Tratou-se de um estudo de paradigma experimental, pois tem por objectivo a manipulação de uma variável (forma de onda) num grupo de pessoas. Dentro dos estudos experimentais, o nosso estudo classifica-se como quase-experimental, pois apesar de ter sido efectuada a alocação da amostra, não foi possível a existência de um verdadeiro grupo de controlo.

### 3.3 Variáveis

Para verificarmos se a modulação da forma de onda tem influência ao nível da fadiga muscular e desconforto, definimos como variável independente a forma de onda (RT, TR e QU). Também o número da contracção (1, 9, 13 e 19), durante o teste de fadiga foi definida como variável independente para verificarmos se houve uma diminuição significativa do torque gerado da primeira para a última contracção do teste. Estas variáveis são manipuladas podendo provocar alteações nas variáveis dependentes.

As variáveis dependentes relacionadas com a fadiga muscular são o torque máximo e o índice de fadiga. A variável dependente associada com o desconforto é o *score* obtido na EVA.

### 3.4 Amostra

Tratou-se de uma amostra de conveniência seleccionada da população de jovens da Paróquia Nossa Senhora da Conceição de Queluz, distribuída aleatoriamente por três grupos. Teve como critérios de inclusão terem idades entre os 20 e 35 anos<sup>(56)</sup>, apresentarem como membro inferior dominante o direito e terem uma prática de exercício físico igual ou inferior a 150 minutos por semana. Foram excluídos participantes que referissem disfunção neuromuscular ou esquelética da anca ou joelho direito<sup>(11, 13, 74)</sup>, <sup>(74)</sup>, gravidez uso de *pacemaker*<sup>(20)</sup>, a presença de doença cardiovascular<sup>(74)</sup> e neurológica e/ou ter consumido álcool nas últimas 24h antes do estudo<sup>(55)</sup>.

Dezasseis dos sujeitos preencheram os critérios de inclusão, sendo que um dos sujeitos foi excluído por apresentar disfunção neuromuscular do joelho direito (Figura 3.1). Participaram no estudo 15 sujeitos, sendo oito do género feminino e sete do género masculino. A amostra foi estratificada por género.

Todos os sujeitos receberam uma explicação detalhada do objectivo e procedimentos do estudo (Apêndice A) e assinaram o consentimento livre e informado (Apêndice B). O presente estudo foi aprovado pelo Comité Científico da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

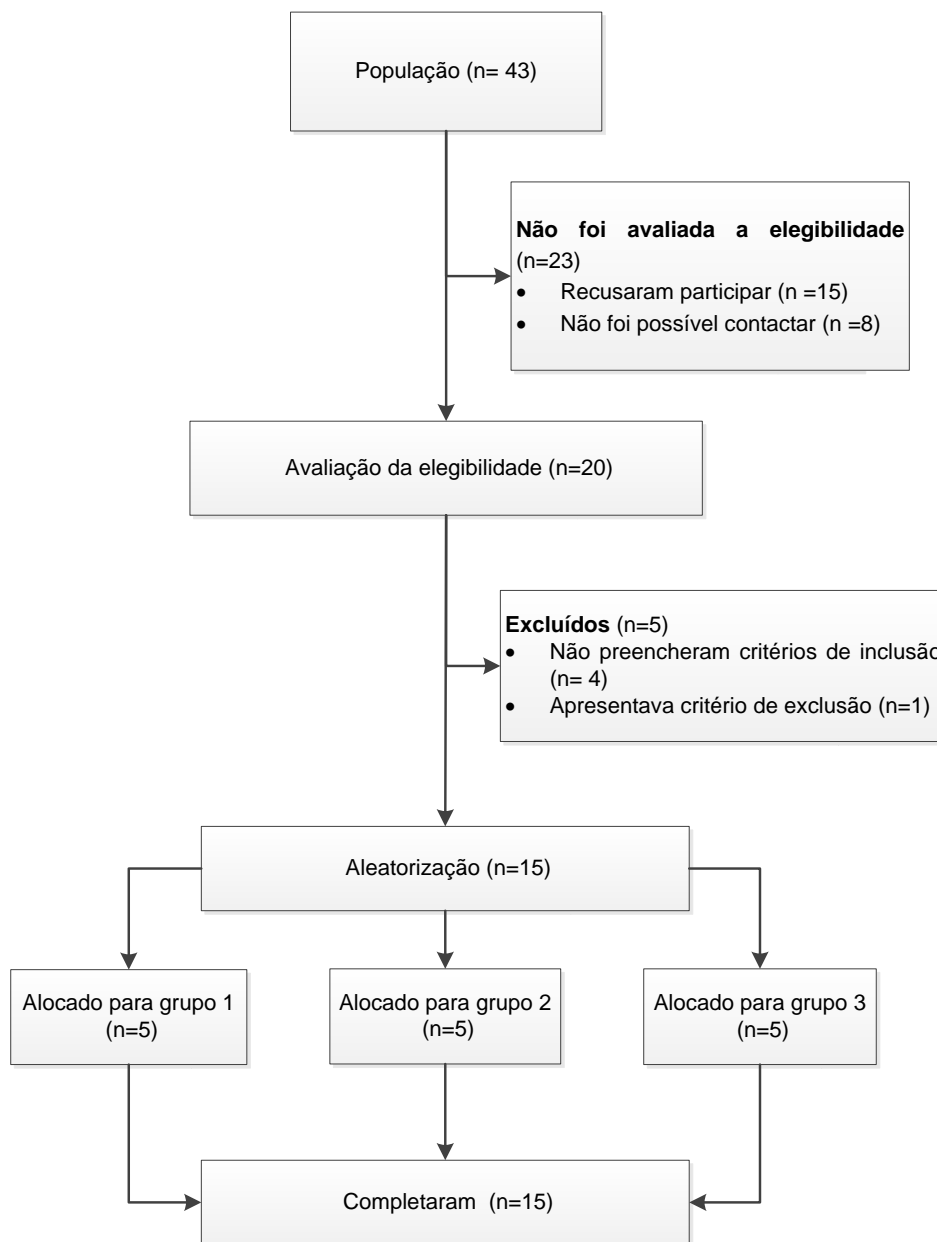


Figura 3.1: Fluxograma demonstrativo do progresso dos participantes no estudo.

### 3.5 Instrumentos

Foi utilizado um dispositivo de electroestimulação portátil<sup>(75)</sup>, miniaturizado com comunicação de dados via *wireless*, para induzir a contracção muscular do quadricípite femoral. Este dispositivo (Figura 3.2) tem a particularidade de possibilitar a modulação das diferentes formas de onda utilizadas no estudo. As suas

especificações são apresentadas no Anexo A. Para garantir que as especificações do sistema eram cumpridas foram desenvolvidos testes de caracterização e produção<sup>(76)</sup>.



*Figura 3.2: Dispositivo de estimulação eléctrica desenvolvido por Plux Wireless Biosignals.*

A tabela 3.1 apresenta um resumo das características de estimulação usadas durante a estimulação eléctrica. As diferenças de carga eléctrica de cada forma de onda foram tidas em conta. A carga eléctrica do impulso foi calculada, de acordo com a intensidade de corrente e da forma de onda, baseada na seguinte fórmula:

$$(3.1) \quad Q = \int_{t1}^{t2} I \, dt$$

Onde o  $I$  a intensidade de corrente e o  $t1$  para  $t2$  é o intervalo de tempo do estímulo, neste caso considerado constante. A carga eléctrica das diferentes formas de onda foi equalizada, para esta intensidade de corrente, mantendo a amplitude e variando a duração de pulso.

**Tabela 3.1: Resumo das características de estimulação.**

Parâmetros estimulação	Tipo de onda	Frequência (Hz)	Duração pulso ( $\mu$ s)	Intensidade máxima (mA)
Onda RT	Monofásica	50	175	100
Onda TR	Monofásica	50	375	100
Onda QU	Monofásica	50	500	100

Abreviaturas: RT onda rectangular, TR onda triangular e QU onda quadrática

Para medir a força/ torque gerado pelo quadrícipite femoral durante a avaliação da CIMV e durante todas as contracções induzidas electricamente foi utilizado um dinamómetro isocinético (Biodex)<sup>(77)</sup>. A validade do Biodex (Figura 3.3) para a medição do torque gerado pelos extensores do joelho, com testes isométricos, concêntricos e excêntricos foi estudada previamente. Os coeficientes de correcção inter-classe indicaram uma fiabilidade de elevada a muito elevada para os torques máximos isométricos, concêntricos e excêntricos (0,88-0,92) e validade moderada a alta para os rácios de força agonista-antagonista (0,62-0,73)<sup>(78)</sup>.

O electroestimulador foi ligado ao Biodex através de uma porta digital. Foi criado um cabo para possibilitar a sincronização do sinal de força, obtido pelo dinamómetro e pelo estimulador. Os dados foram recolhidos num computador portátil (Asus U36S).

Foram usados dois eléctrodos rectangulares (10 X 5 cm) reutilizáveis e auto-adesivos por cada participante. Foi ainda utilizado um goniómetro (ENRAF NONIUS) para confirmar o ângulo em que a anca e joelho foram posicionados no Biodex.

Como referido anteriormente, para avaliação do desconforto subjectivo dos pacientes durante a estimulação eléctrica foi usada a EVA., sendo usada na maioria dos estudos que avaliam o desconforto gerado pela EENM. Trata-se de um instrumento válido, fiável e sensível às variáveis que aumentam e diminuem a dor e com facilidade de uso<sup>(79, 80)</sup>.



*Figura 3.3: Dinamômetro isocinético utilizado para avaliar o torque gerado pelo quadríceps femoral.*

### **3.6 Procedimentos**

Antes do início de cada recolha, os sujeitos responderam a um questionário (Apêndice C), para obtenção de dados pessoais e para averiguar se os sujeitos cumpriam ou não os critérios de inclusão e não apresentavam a existência de critérios de exclusão. Foram colocadas questões relacionadas com a prática de exercício físico e a sua periodicidade, sobre a existência de doenças e lesões do membro inferior e ainda hábitos tabágicos e alcoólicos.

Cada um dos sujeitos participou em 3 sessões de EENM, com pelo menos 48 horas entre cada uma das sessões, para evitar o efeito de somação.

Os sujeitos foram distribuídos aleatoriamente por um dos três grupos. Para nos certificarmos que o género masculino e feminino era representado em proporção idêntica nos três grupos, procedeu-se a uma aleatorização estratificada por sexo. Os elementos pertencentes a cada um dos géneros foram numerados e posteriormente seleccionados aleatoriamente através de uma tabela de números aleatórios.

Os participantes e o investigador não foram informados sobre a forma de onda usada em cada uma das sessões.

Na primeira sessão de recolha foi avaliada a CIMV do músculo quadríceps femoral direito. Esta avaliação foi seguida pela determinação da intensidade de corrente que gera 50% da CIMV e finalmente pelo teste de fadiga usando uma das formas de onda. Os dados foram registados. O procedimento para cada uma das sessões subsequentes foi semelhante ao procedimento da sessão inicial, com as seguintes

excepções: (1) a CIMV só foi determinada na primeira sessão (2) o tipo de forma de onda usada durante o protocolo de electroestimulação difere na sua ordem de aplicação e foi determinada de acordo com o grupo em que os participantes foram colocados.

No grupo 1 (G1), a EENM foi aplicada pela seguinte ordem, onda RT, onda TR e onda QU. No grupo 2 (G2) primeiro foi aplicada onda QU, onda RT e por fim a onda TR. No grupo 3 (G3) aplicou-se primeiramente a onda TR, depois a onda QU e finalmente a onda RT. Os testes foram realizados no Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Motricidade Humana.

O protocolo metodológico do estudo está descrito na Figura 3.4.

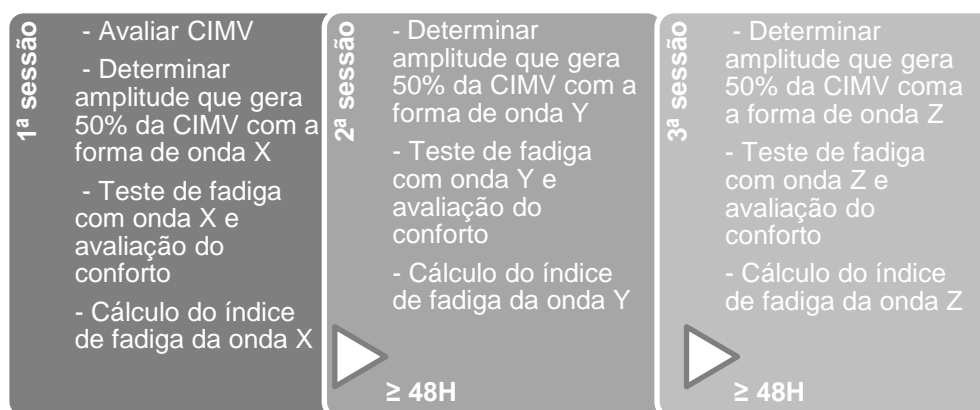


Figura 3.4: Desenho metodológico do estudo. As letras X, Y e Z representam a forma de onda utilizada (RT, TR e QU) de acordo com alocação do grupo.

### 3.6.1 Teste de contracção isométrica máxima voluntária

A CIMV do quadríceps foi determinada para cada um dos sujeitos. O teste foi antecedido por um período de aquecimento e alongamento dos principais grupos musculares do membro inferior direito mantendo cada alongamento por 15 segundos. Após o aquecimento os sujeitos foram posicionados no Biodex para avaliação da CIMV. O encosto foi fixado a  $110^\circ$  de inclinação posterior e o joelho posicionado a  $60^\circ$ .



do joelho<sup>(11, 13)</sup>, ângulos confirmado com auxílio do goniómetro. A perna, coxa e anca direitas dos sujeitos foram estabilizadas pelo sistema de cintos pertencentes à cadeira do dinamómetro isocinético. O fulcro do dinamómetro foi alinhado com o aspecto mais inferior do côndilo lateral do fémur direito. A parte inferior da caneleira foi ajustada superiormente ao maléolo medial.

O teste da CIMV consistiu na realização de três contracções máximas do músculo extensor do joelho direito, com a duração de cinco segundos cada repetição (Figura 3.5 1)). Entre cada uma das contracções foi efectuado um período de descanso de 60 segundos<sup>(13)</sup>.

Foi pedido para que os participantes mantivessem os seus braços cruzados junto ao peito e que contraíssem os extensores do joelho o mais forte e rápido possível. O encorajamento verbal fornecido foi padronizado: “Empurre tão forte quanto conseguir, tão forte quanto conseguir.” Não foi permitido ao participantes visualizarem as medições no ecrã do computador. Considerou-se a medida mais alta de torque para calcular 50% do torque da CIM

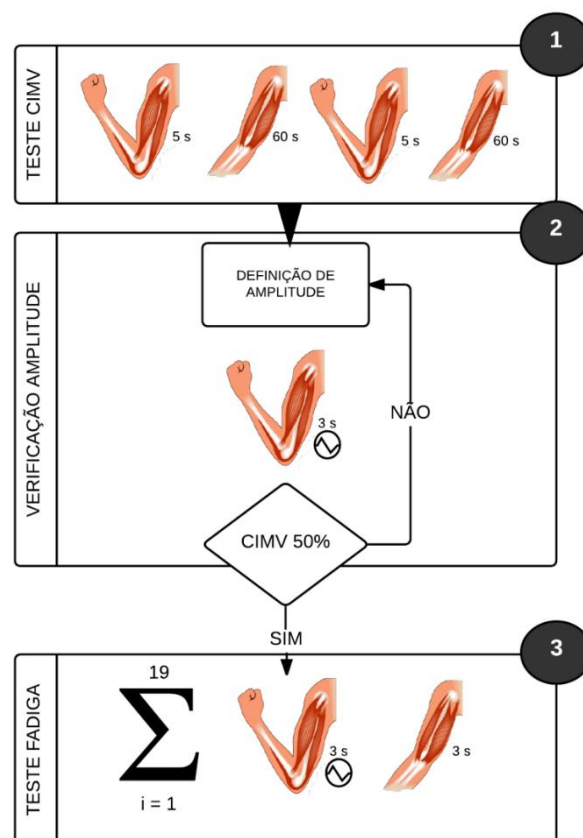


Figura 3.5: Esquema ilustrativo dos procedimentos do estudo.

### 3.6.2 Determinação da intensidade de corrente que gera 50% da CIMV

Na sessão inicial realizou-se um descanso de cinco minutos<sup>(13)</sup> entre o teste de CIMV e o teste para determinar a intensidade corrente necessária para gerar 50% da CIMV. Os sujeitos mantiveram a mesma posição usada para avaliação da CIMV.

Procedeu-se à limpeza da pele com solução alcoólica e à tricotomia para que fossem posteriormente colocados os eléctrodos (Figura 3.6). O eléctrodo distal foi colocado no vasto medial cinco a sete centímetros do bordo superior da patela; o eléctrodo foi colocado no bordo lateral do recto femoral aproximadamente a 2/3 do seu comprimento acima do fim da patela<sup>(81)</sup>.

A amplitude de corrente foi determinada através da indução de trens de três segundos, progressivamente com maior amplitude (Figura 3.5 2)). Pelo menos 60 segundos separaram cada uma das contracções. Foram efectuados no máximo três a quatro ensaios por participante para determinar a intensidade de corrente em miliamperes.



*Figura 3.6: Vista frontal: Os eléctrodos foram posicionados um no vasto medial e o outro no bordo lateral do recto femoral. A perna a avaliar foi mantida em condições isométricas.*

### 3.6.3 Teste de fadiga

Após um período de descanso de 15 minutos, para assegurar a recuperação muscular<sup>(13)</sup>, foi aplicado o protocolo de EENM com intuito de promover a fadiga muscular, com a amplitude anteriormente determinada e mantendo o mesmo posicionamento no Biodex.

O teste de fadiga consistiu em 19 contracções de três segundos (ciclo de trabalho de três segundos *on* e três segundos *off*) como mostra a Figura 3.5 3). Como anteriormente, os sujeitos foram instruídos para manter os braços cruzados sobre o peito e para tentarem relaxar durante a estimulação muscular. Também não foi permitido visualizarem o torque gerado no ecrã do computador.

Após as três primeiras contracções, foi pedido aos sujeitos que expressassem o desconforto percebido na EVA.

O índice de fadiga ( $F_{\text{índice}}$ ) foi calculado e reflecte a diferença entre o torque inicial ( $T_i$ ) e o torque final ( $T_f$ ) dividido pelo torque da contracção inicial, como expresso na equação 3.2.

$$(3.2) F_{\text{índice}} = \frac{T_i - T_f}{T_i}$$

### 3.7 Análise de Dados

Nos sinais resultantes das diferentes formas de onda foi extraído o valor médio de cada contracção, para todos os sujeitos. Para tal, foi calculado o valor médio e desvio padrão considerando valores de contracção acima dos 90% do pico máximo. Isto garante a utilização de um valor objectivo mais fidedigno ao obtido para o patamar de contracção. Os resultados foram extraídos automaticamente e visualmente validados por dois *experts*.

A análise descritiva foi realizada. Foram calculadas frequências ou médias e desvios padrão para cada uma das variáveis demográficas em estudo.

Para verificar se as variáveis dependentes apresentavam uma distribuição normal foi utilizado o teste Shapiro-Wilk.

Para comparação dos três grupos, relativamente à idade, índice de massa corporal (IMC), minutos de exercício por semana, intensidade de desconforto e índice de fadiga muscular foi utilizado o ONE-WAY-ANOVA ou o teste de Kruskal-Wallis, caso a distribuição dos dados não seguisse uma distribuição normal. Quando foram encontradas diferenças significativas procedemos à análise dos testes de comparações múltiplas.

Para examinar a influência das três formas de onda na fadiga muscular e na percepção de desconforto usámos o teste ANOVA para medições repetidas ou o teste de Friedman caso o pressuposto da normalidade não tenha sido verificado. Sempre

que foram encontradas diferenças estatisticamente significativas analisámos os testes de comparações múltiplas.

Os resultados foram considerados significativos para um nível de significância de 1% ou 5%.



## 4 RESULTADOS

Este capítulo destinar-se à apresentação dos resultados obtidos neste trabalho de dissertação. Os resultados obtidos para cada um dos participantes encontram-se no Apêndice D.

### 4.1 Descrição da Amostra

Dos 15 sujeitos que participaram no estudo, oito eram do género feminino (53%) (Figura 4.1). A média de idades dos participantes foi de 26,5 anos ( $\pm 4,6$ ), em que a idade mínima foi de 20 anos e a máxima de 35 anos. Os sujeitos apresentaram uma média de IMC igual a  $21,5 \text{ Kg/m}^2$  ( $\pm 2,6$ ) variando entre os 18,8 e os  $27,1 \text{ Kg/m}^2$ . A prática de exercício físico esteve presente em 73% dos sujeitos ( $n= 11$ ), sendo a média de minutos de exercício físico praticado durante a semana igual a 90,0 minutos ( $\pm 59,4$ ), sendo o mínimo 0 e o máximo 150 minutos de prática semanal. Dos 15 participantes apenas 33% ( $n= 5$ ) tinham tido um primeiro contacto com a modalidade de EENM.

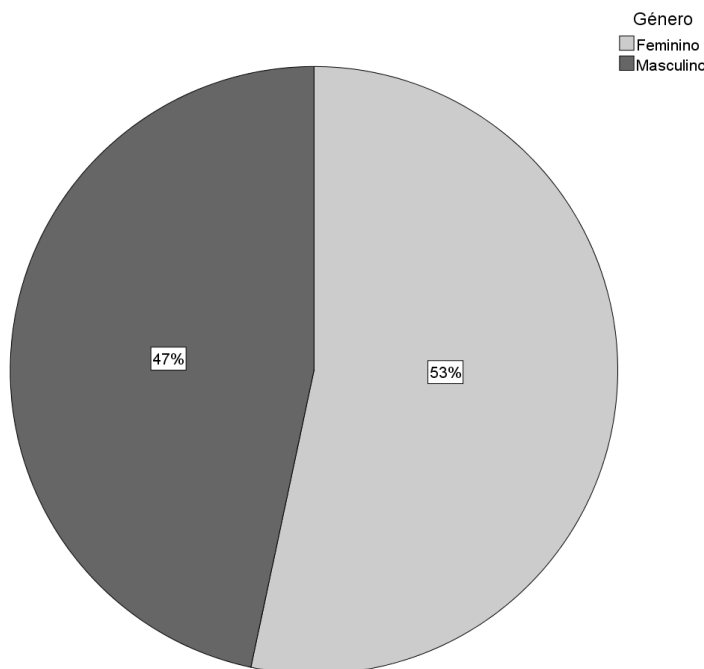


Figura 4.1: Características da amostra quanto ao género.

Com o intuito de minimizar uma possível influência da ordem de aplicação das ondas, os sujeitos foram distribuídos, aleatoriamente, pelos diferentes grupos do seguinte modo: (G1) n= 5; (G2) n= 5 e (G3) n= 5 (Tabela 4.1). Como podemos notar da análise da tabela abaixo o grupo com menor média de idades foi grupo G1 (média = 24,80 ± 6,34) e o com maior média de idades foi o G2 (média = 26,80 ± 4,71). O grupo G3 apresenta menor IMC (média = 20,09 ± 1,10) e maior prática de exercício, em minutos por semana (média= 90 ± 59,04). O grupo G2 foi o que apresentou uma menor percentagem de sujeitos que já tinham utilizado EENM (20%).

**Tabela 4.1: Variáveis demográficas nos três grupos.**

Variável	Estatística	G1	G2	G3
<b>Género*</b>	Feminino	2 (40%)	3 (60%)	3 (60%)
	Masculino	3 (60%)	2 (40%)	2 (40%)
<b>Idade (anos)</b>	Média	24,80	26,80	26,53
	Desvio Padrão	6,34	4,71	2,34
	Mínimo	20	23	26
	Máximo	35	35	32
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	Média	22,33	22,14	20,09
	Desvio Padrão	3,79	2,23	1,10
	Mínimo	18,91	19,72	18,81
	Máximo	27,17	24,61	21,61
<b>Prática de exercício*</b>	Sim	3 (60%)	4 (80%)	4 (80%)
	Não	2 (40%)	1 (20%)	1 (20%)
<b>Prática de exercício (minutos/semana)</b>	Média	84	88	90
	Desvio Padrão	77,6	52,15	59,04
	Mínimo	0	0	0
	Máximo	150	150	120
<b>Uso de EENM*</b>	Sim	2 (40%)	1 (20%)	2 (40%)
	Não	3 (60%)	4 (80%)	3 (80%)

\*Dados apresentados sob a forma de frequências e percentagens.

## 4.2 Homogeneidade

### 4.2.1 Amostra

Para verificar se a amostra dos 15 sujeitos é homogénea relativamente à idade, IMC e minutos de exercício por semana, fomos averiguar se estas variáveis tinham uma distribuição normal. O teste Shapiro-Wilk, como podemos observar na Tabela 4.2, revelou que a idade (Figura 4.2) e o IMC seguiam uma distribuição normal ( $p=0,175$  e  $p=0,027$ , respectivamente), contrariamente aos minutos de exercício por semana ( $p=0,002$ ), como pode ser observado na Figura 4.3.

**Tabela 4.2: Normalidade das variáveis idade, IMC e minutos de exercício.**

Variáveis	Shapiro-Wilk		
	Estatística	Df	<i>p</i>
Idade	0,917	15	0,175*
IMC	0,863	15	0,027*
Minutos exercício/semana	0,771	15	0,002

Abreviatura: df graus de liberdade

\*Não difere significativamente  $p > 0,01$



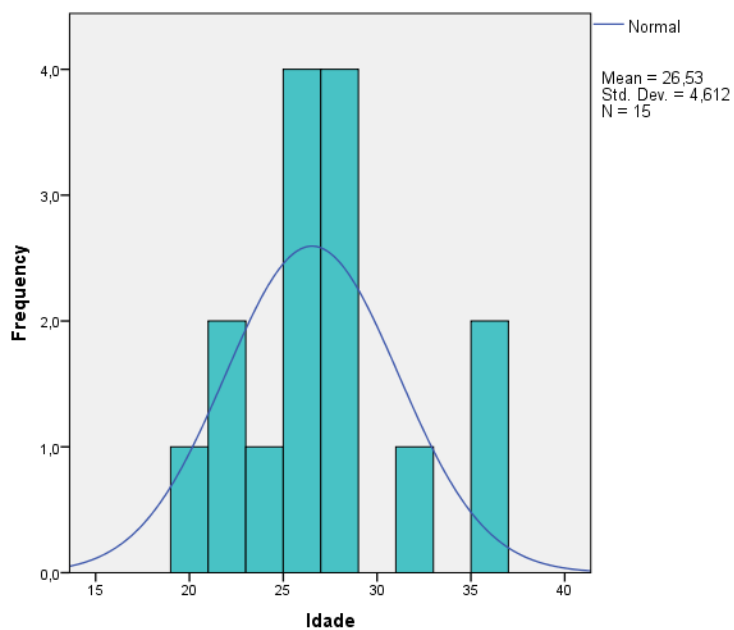


Figura 4.2: Histograma representativo da idade da amostra. Curva de Gauss simétrica e mesocúrtica revela distribuição normal.

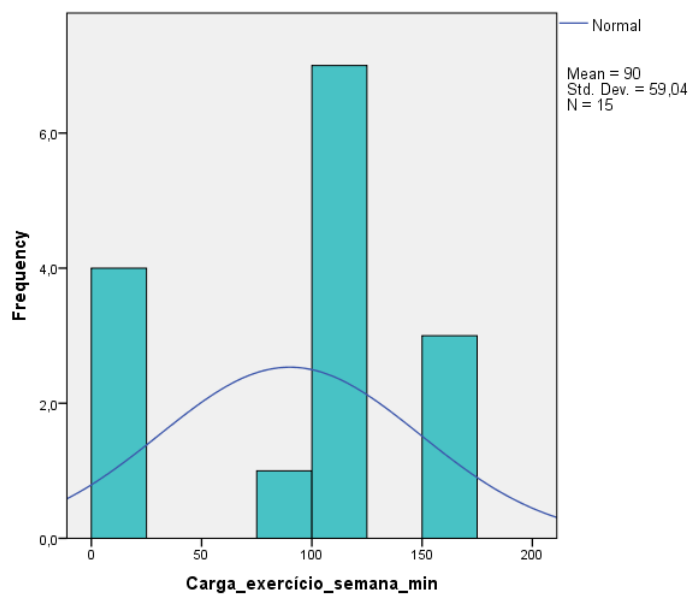


Figura 4.3: Histograma representativo da carga de exercício por semana da amostra. A ligeira assimetria da curva e seu achatamento revelam a ausência de distribuição normal.

#### 4.2.2 Grupos

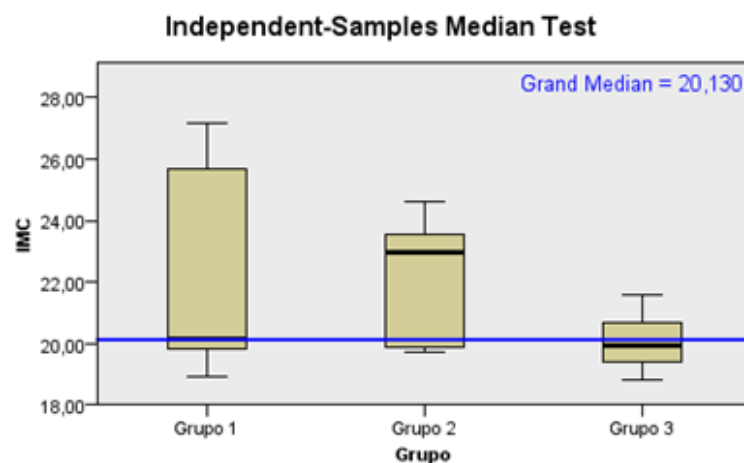
Procedeu-se à análise estatística para comparação dos grupos, face às principais variáveis de caracterização da amostra, para verificar se estes eram homogêneos (Tabela 4.3).

Através da análise de frequências verificou-se que os três grupos são semelhantes quanto à distribuição de elementos por género, prática de exercício físico e quanto à utilização prévia de EENM. Também não se verificaram diferenças significativas nos grupos (Tabela quanto às variáveis idade ( $F_{2,12} = 0,577$ ,  $p = 0,576$ ), índice de massa corporal ( $X^2_{KW(2)} = 0,536$ ,  $p = 0,468$ ) e minutos de exercício praticados por semana ( $F_{2,12} = 0,065$ ,  $p = 0,938$ ). A Figura 4.4 mostra o comportamento da variável IMC nos três grupos.

**Tabela 4.3: Comparação dos grupos quanto às variáveis idade, IMC e minutos de exercício.**

Variável	Valor do teste	<i>p</i>
Idade	0,577	0,576*
IMC	0,536	0,468*
Minutos de exercício/semana	0,065	0,938*

\*Não difere significativamente  $p > 0,05$



*Figura 4.4: Box-plots para o IMC em cada um dos grupos.*

### 4.3 Descrição das Características de EENM

Relativamente à amplitude de corrente utilizada com as três formas de onda verificámos que a média  $\pm$  desvio padrão para as ondas RT, TR e QU foram respectivamente 77,8 mA  $\pm$  12,7, 93,5 mA  $\pm$  8,2 e 99,2 mA  $\pm$  2,2 (Tabela 4.4).

As formas de onda RT, TR e QU geraram contracções com as respectivas médias  $\pm$  desvio padrão da percentagem de CIMV 49,7%  $\pm$  3,1, 47,2%  $\pm$  9,8 e 45,8%  $\pm$  9,0 (Tabela 5.4). Foi observado que a onda *standard* produziu maior percentagem de CIMV do que as restantes formas de onda, com menor amplitude de corrente.

Dos 15 sujeitos que participaram no estudo, dois deles não conseguiram atingir valores próximos dos 50% da CIMV com as ondas TR e QU como podemos observar na tabela, através da análise dos mínimos.

**Tabela 4.4: Amplitude de corrente e percentagem de CIMV**

Variável	Estatística	Onda RT	Onda TR	Onda QU
<b>Amplitude de corrente (mA)</b>	Média	77,8	93,5	99,2
	Desvio padrão	12,65	8,20	2,15
	Mínimo	53	80	93
	Máximo	100	100	100
<b>% CIMV</b>	Média	49,7	47,2	45,8
	Desvio Padrão	3,1	9,8	9
	Mínimo	43,0	21,2	21,5
	Máximo	55,1	58,8	50,2

### 4.4 Comparação dos Grupos quanto à Fadiga e Desconforto

Realizou-se a estatística inferencial para averiguar a existência de diferenças estatísticas, nos três grupos, quanto às variáveis índice de fadiga das ondas RT, TR e QU (Tabela 4.5). Os três grupos apresentaram uma distribuição normal nas variáveis índice de fadiga RT, índice de fadiga TR e índice de fadiga QU. O teste ANOVA ONE-WAY não revelou diferenças significativas nos índices de fadiga das ondas RT ( $F_{2,12} = 2,863$ ,  $p = 0,096$ ) TR ( $F_{2,12} = 0,819$ ,  $p = 0,464$ ) e QU ( $F_{2,12} = 0,338$ ,  $p = 0,720$ ), entre os três grupos.

**Tabela 4.5: Índice de fadiga das ondas, nos três grupos.**

Variáveis	G1		G2		G3		F	p
	Média	DP	Média	DP	Média	DP		
Índice fadiga ST	41,8	5,4	34,0	5,8	38,7	4,3	2,863	0,096*
Índice fadiga TR	37,8	10,9	37,4	5,8	29,9	15,9	0,819	0,464*
Índice fadiga QU	42,4	3,1	37,9	8,0	41,9	12,7	0,338	0,720*

Abreviaturas: DP desvio padrão; F valor do teste ANOVA

\*Não difere significativamente  $p > 0,05$

Os três grupos foram também comparados relativamente à percepção de conforto para cada uma das ondas em estudo (Tabela 4.6). Também não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na percepção de desconforto da onda RT ( $F_{2,12} = 0,752$ ,  $p = 0,492$ ), TR ( $F_{2,12} = 1,788$ ,  $p = 0,209$ ) e QU ( $F_{2,12} = 1,871$ ,  $p = 0,196$ ), entre os três grupos.

**Tabela 4.6: Score na EVA das ondas, nos três grupos.**

Variáveis	G1		G2		G3		F	p
	Média	DP	Média	DP	Média	DP		
Score EVA ST	6,62	2,8	7,9	1,58	6,1	2,7	0,752	0,492*
Score EVA TR	4,9	2,7	6,7	1,4	4,06	2,26	1,788	0,209*
Score EVA QU	5,0	3,35	7,54	0,72	4,8	2,6	1,871	0,196*

Abreviaturas: DP desvio padrão; F valor do teste ANOVA

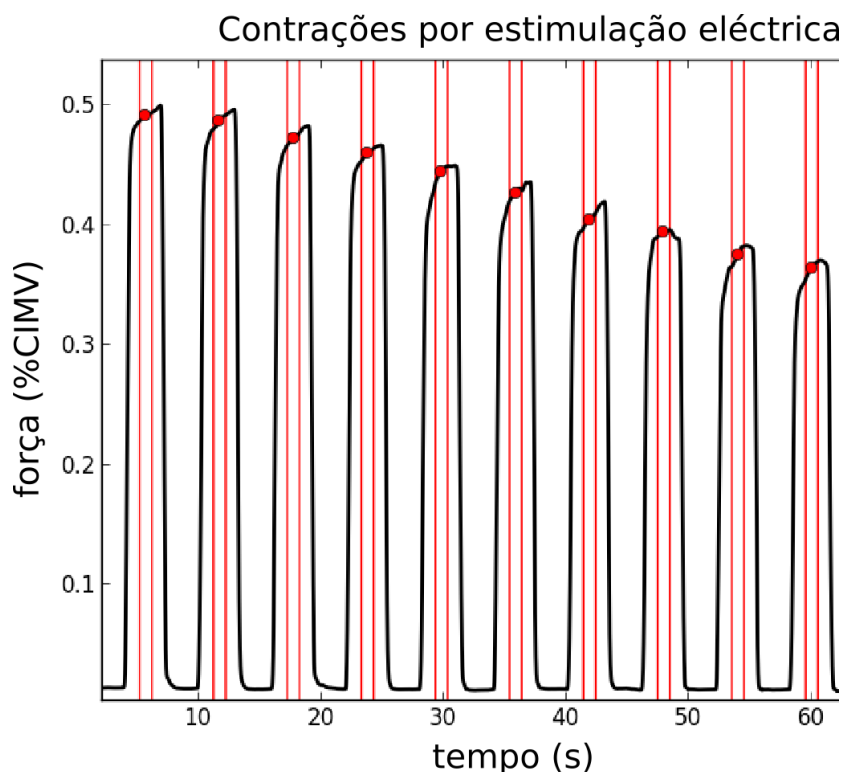
\* Não difere significativamente  $p > 0,05$

A inexistência de diferenças nos três grupos quanto ao índice de fadiga e percepção de desconforto das três formas de onda sugere que a sequência de aplicação das formas de onda não interfere com os resultados em estudo.

#### 4.5 Comparação do Torque durante o Teste Fadiga

A figura 4.5 ilustra o declínio da força de um sujeito durante o teste de fadiga com a utilização de um pulso eléctrico com onda rectangular. Verificou-se para as três formas de onda, que existia uma redução significativa do torque da contracção inicial para a contracção final, durante o teste de fadiga. Os valores médios da contracção 1, 9, 13 e 19 para cada uma das ondas estão na tabela 4.7. Os resultados dos testes estatísticos

para as ondas RT, TR e QU foram respectivamente  $F_{3,2} = 188,332$ ,  $p = 0,000$ ;  $X^2_{AF}(3) = 41,480$ ,  $p = 0,000$  e  $X^2_{AF}(3) = 41,640$ ,  $p = 0,000$ . Após análise dos testes de comparações múltiplas verificámos que na onda RT os torques diferiam entre todas as contracções. As ondas TR e QU apresentaram diferenças significativas entre os torques da primeira e última, entre a nona e última e por fim entre a primeira e a décima terceira contracção.



*Figura 4.5: Exemplo do declínio do torque de um participante, durante o teste de fadiga com a onda RT. As linhas verticais marcam a porção onde a força foi medida. Os pontos vermelhos marcam o valor da força extraído em cada contracção.*

**Tabela 4.7: Características das contracções 1, 9, 13 e 19.**

Variável	Estatística	Torque* RT	Torque* TR	Torque* QU
<b>C1</b>	Média	0,49	0,47	0,46
	Desvio padrão	0,03	0,10	0,09
	Mínimo	0,44	0,22	0,22
	Máximo	0,55	0,59	0,50

<b>C9</b>	Média	0,40	0,39	0,37
	Desvio padrão	0,05	0,12	0,11
	Mínimo	0,32	0,15	0,16
	Máximo	0,48	0,66	0,66
<b>C13</b>	Média	0,33	0,35	0,31
	Desvio padrão	0,04	0,11	0,09
	Mínimo	0,28	0,15	0,14
	Máximo	0,42	0,64	0,49
<b>C19</b>	Média	0,30	0,30	0,27
	Desvio padrão	0,03	0,09	0,07
	Mínimo	0,27	0,15	0,13
	Máximo	0,37	0,47	0,38

\*Valores de torque apresentados em percentagem da CIMV.

#### 4.6 Influência da Forma de Onda na Indução de Fadiga Muscular

Para avaliar a influência da forma de onda na fadiga muscular, em primeiro lugar, tivemos de verificar se as percentagens de CIMV na primeira contração não apresentavam diferenças significativas, nas três formas de onda. O teste de FRIEDMAN revelou não existirem diferenças entre as percentagens de CIMV geradas na primeira contração, do teste de fadiga, nas três em estudo.

A fadiga muscular foi medida através do cálculo do índice de fadiga.

A onda RT apresentou uma média de índice de fadiga de 38,24% ( $\pm 5,890\%$ ), variando entre os 26,40% e os 50,30%. O índice de fadiga da onda TR teve como valor médio 34,87% ( $\pm 11,52\%$ ), sendo o valor mínimo atingido 9,0% e o máximo 57,0%. Finalmente a onda QU teve uma média de 40,56% ( $\pm 8,430\%$ ), variando entre os 20,20% e os 53,35%.

Para averiguar o papel da forma de onda ao nível da indução de fadiga muscular comparámos as três formas de onda quanto ao índice de fadiga (Figura 4.6). Após a análise estatística verificámos que não existem diferenças significativas quanto ao índice de fadiga das três formas de onda ( $F_{2,2} = 2,529$ ,  $p = 0,098$ ). Apesar de as diferenças não serem significativas, através da observação das médias, verificou-se que a onda TR resultou em menor fadiga comparativamente às duas outras formas de onda.

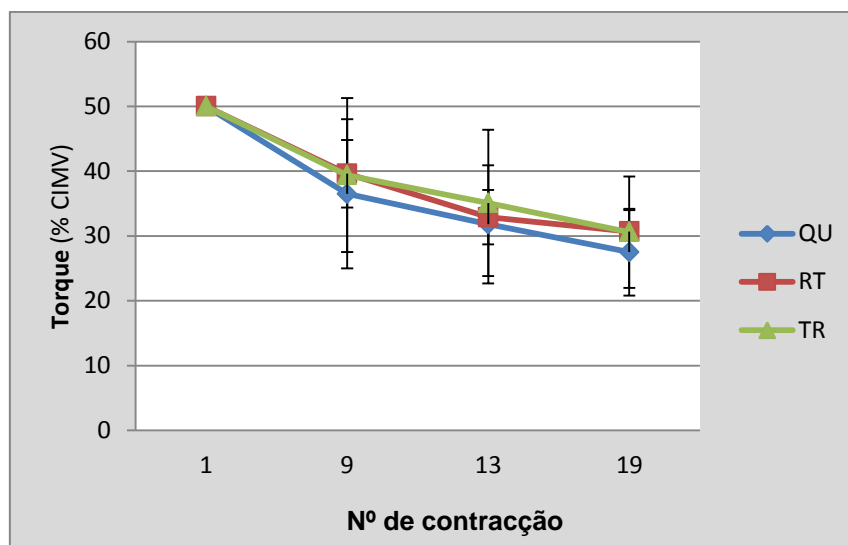


Figura 4.6: Os valores são médias  $\pm$  desvios padrão. Não existiram diferenças significativas entre as formas de onda RT, TR e QU. Declínio no torque após contrações repetidas induzidas com onda RT, TR e QU.

#### 4.7 Influência da Forma de Onda no Desconforto

Com intuito de compreender se a forma de onda tem ou não influência na percepção de desconforto do paciente, durante a EENM, fomos comparar as médias de intensidade de desconforto nas diferentes formas de onda. A onda rectangular ou *standard* teve uma média de desconforto de 6,90 ( $\pm$  2,40), a TR de 5,30 ( $\pm$  2,32) e a onda QU uma média de 5,77 ( $\pm$  2,60). O teste ANOVA para medições repetidas revelou existirem diferenças na percepção de desconforto entre as três formas de onda ( $F_{2,1} = 4,471$ ,  $p = 0,021$ ). Após a consulta da tabela dos testes de comparações múltiplas (Tabela 4.8) verificámos que onda RT difere da onda TR ( $p = 0,030$ ) e da onda QU ( $p = 0,018$ ). As ondas TR e QU não diferem entre si quanto à intensidade de desconforto ( $p = 0,541$ ). Verificando-se que a onda RT desencadeia o estímulo menos confortável.

**Tabela 4.8: Comparações múltiplas entre formas de onda, relativamente aos scores de conforto.**

Forma de onda	F	p
ST vs TR	4,471	0,030*
ST vs QU	4,471	0,018*
QU vs TR	4,471	0,541

Abreviaturas: F valor do teste ANOVA  
 \*Difere significativamente  $p < 0,05$

## 5 DISCUSSÃO

---

Este capítulo centra-se na análise dos resultados apresentados no capítulo anterior.

O presente estudo teve como objectivo investigar a influência da modulação da forma de onda na fadiga muscular do quadricípite femoral, durante o uso de EENM. Pretendeu-se ainda verificar como a forma de onda (RT, TR e QU) pode modificar o nível de conforto dos sujeitos durante a aplicação de estimulação eléctrica.

A metodologia utilizada neste estudo, já desenvolvida por outros autores<sup>(11, 13)</sup> e em amostras provenientes de outras populações, permitiu-nos caracterizar a amostra em estudo sob o ponto de vista demográfico e de saúde; medir o índice de fadiga após 19 contracções induzidas electricamente e avaliar o desconforto percebido pelos sujeitos.

Verificou-se que a força/ torque do músculo quadricípite revelou um padrão similar de declínio durante o teste de fadiga, para as três formas de onda. A queda mais acentuada ocorreu nas primeiras nove contracções e um declínio mais moderado foi observado nas restantes. No entanto, o índice de fadiga encontrado no músculo esquelético durante a EENM, para as três formas de onda em estudo é muito maior do que o verificado durante a contracção voluntária, como seria esperado<sup>(82)</sup>.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos três grupos, relativamente ao índice de fadiga, o que sugere que a ordem de administração da onda não interfere com o nível de fadiga gerado no quadricípite femoral.

Os resultados do nosso estudo demonstraram que não existem diferenças significativas, entre as três formas de onda, na fadiga muscular contrariamente ao que os modelos teóricos previam<sup>(16, 17)</sup>. Contudo observou-se que a onda triangular apresentou um índice de fadiga mais baixo (média 34,87%) que a onda *standard* (média 38,24%) e que a onda quadrática (média 40,56%). As diferenças encontradas ao nível da fadiga entre a onda TR e as restantes são difíceis de explicar uma vez que as três variáveis referidas na literatura como sendo as que têm maior impacto na fadiga muscular (frequência, carga eléctrica e tempo *on-off*) foram mantidas constantes em todos os protocolos<sup>(12, 22)</sup>.



Relativamente à onda QU, poderá pensar-se que a maior percentagem de fadiga se terá devido à utilização de amplitudes de estimulação mais elevadas (média 99,2 mA). Um estudo prévio mostrou que ao aumentar a amplitude e manter os restantes parâmetros de EENM constantes, se observa um aumento modesto da fadiga<sup>(61)</sup>. Isto sugere que quando a amplitude de corrente aumenta, mais unidades motoras de contracção rápida são recrutadas, resultando num aumento da fadiga, devido ao aumento da demanda metabólica, comparativamente com as unidades motoras de contracção lenta. Outra possibilidade, para que a onda QU tenha tido maior índice de fadiga, poderá estar relacionada com o uso de uma duração de pulso maior (500 µs). A literatura refere que com o aumento da duração de pulso existe um aumento do torque/força gerada, possibilitando o aumento da activação de unidades motoras. Uma duração de pulso de 450 µs provoca um aumento da força de 22% e 55% quando comparado com durações de pulso de 250 e 150 µs respectivamente<sup>(83, 84)</sup>. Como o aumento da duração de pulso aumenta a força produzida por unidade de músculo activo<sup>(83)</sup>, provoca um maior dispêndio energético e portanto leva mais rapidamente à fadiga.

Contudo, nem a amplitude de corrente nem a duração de pulso, parecem ter sido as responsáveis pelos valores mais acentuados de índice de fadiga da onda RT, uma vez que esta apresentou menor amplitude (média 77,8 mA) e duração de pulso (175 µs) que, a onda TR, onda com melhores resultados (média 93,5 mA e 375 µs). Um estudo recente<sup>(13)</sup> demonstrou não existirem diferenças ao nível da fadiga muscular com o aumento da amplitude ou a duração de pulso. Refere-se ainda, que estes parâmetros influenciam o aumento da área activa do músculo estimulado<sup>(13)</sup>. Estes resultados poderão indicar, que embora as diferenças não sejam estatisticamente significativas, a forma de onda poderá ser a responsável maioritária pelas pequenas diferenças encontradas.

Não poderemos deixar de salientar que são poucos os trabalhos que estudam o papel da forma de onda ao nível da fadiga e que o estudo independente do efeito dos parâmetros (frequência, duração de pulso e amplitude) de EENM, ao nível da fadiga têm sido efectuados usando exclusivamente a onda *standard*, o que coloca muitas reservas quanto à sua generalização para as outras formas de onda.

Relativamente ao nível de conforto, não foram encontradas diferenças significativas entre os três grupos, o que indica que a ordem de aplicação da onda não interfere com a percepção de conforto dos sujeitos, contrariamente ao que Delitto e Rose sugeriram no seu estudo. Verificou-se no entanto que o G2, grupo com menos sujeitos que

tinham tido contacto com a modalidade de EENM, foi o grupo que apresentou scores de desconforto mais elevados com as três formas de onda. Este achado poderá indicar a necessidade de em estudos futuros todos os sujeitos serem submetidos a uma sessão de familiarização com a EENM, procedimento já efectuado em alguns estudos.

Os resultados do nosso estudo mostram que a onda TR (média 5,30) e QU (média 5,77) são significativamente mais confortáveis que a onda RT (média 6,90). O nosso trabalho não confirma portanto as conclusões de Delitto e Rose<sup>(18)</sup>, que concluíram que não era possível considerar uma forma de onda (rectangular, triangular e sinusoidal) mais confortável que as restantes, devido às diferenças de tolerância entre indivíduos.

A onda TR no nosso estudo apresentava uma amplitude e duração de pulso maior (93,5 mA) que a onda ST (77,8), mas produziu em média uma menor percentagem de contracção isométrica máxima voluntária (47,2% Vs 49,7%). Apesar de maior duração de pulso (375  $\mu$ s), esta encontra-se dentro do intervalo clínico 200-400  $\mu$ s que de acordo com algumas pesquisas representa uma boa relação entre eficiência e conforto para o paciente<sup>(62)</sup>. Os melhores resultados, quer da onda TR, quer da onda QU comparativamente com a onda RT poderão sugerir que os sujeitos poderão encontrar mais conforto numa contracção induzida electricamente que gera menores percentagens de CIMV do que as que geram maiores percentagens de CIMV.

A utilização da EVA neste estudo mostra-se como uma alternativa para avaliar os níveis de conforto. A EVA tem sido referida como um instrumento preciso, sensível e reproduzível e de fácil aplicação para a medição dos níveis de dor em pacientes<sup>(80)</sup>.

A interpretação do presente estudo terá de ter em conta algumas limitações metodológicas. Uma possível fragilidade foi o número relativamente pequeno de sujeitos que constituiu a amostra, o que condiciona o poder estatístico do trabalho. Outra potencial limitação foi a ausência de aleatorização estratificada quanto ao número de minutos de exercício físico por semana. Embora este não tenha variado muito nos três grupos, pode ter tido um efeito diferencial na intervenção e como tal deverá ser considerada em estudos futuros.

Como já referido não foram detectadas diferenças significativas quanto à influência da forma de onda na fadiga muscular do quadricípite femoral, contudo os bons resultados encontrados para a onda TR constituem um bom motivo para a repetição de um ensaio clínico com maior número de sujeitos.

Por último, a utilização de uma técnica de medição de força muscular que está dependente do esforço do paciente e o uso de uma escala de auto-relato da

intensidade de desconforto poderá ter condicionado os resultados obtidos. No entanto, quer o teste de contracção máxima voluntária quer a EVA têm sido amplamente utilizados e com bons resultados de correlação com outros métodos.

## 6 CONCLUSÃO

---

A estimulação eléctrica neuromuscular é uma ferramenta amplamente usada por fisioterapeutas. A sua utilização é, muitas vezes, limitada pelo surgimento precoce da fadiga muscular e elevado desconforto para o paciente, condicionados pelo ajuste de parâmetros dos dispositivos de electroestimulação.

Através da aplicação deste protocolo foi possível analisar as diferenças entre as três formas de onda ao nível da fadiga muscular e percepção de desconforto, assim como o papel da ordem de aplicação das três formas de onda ao nível destes dois *outcomes*.

Concluiu-se que a forma de onda não influencia a fadiga muscular do quadrícipite femoral, de indivíduos sem disfunção esquelética e neuromuscular. O estudo revelou-nos ainda, que as formas de onda triangular e quadrática induzem uma contracção muscular mais confortável que a onda *standard*. Verificou-se ainda que a ordem de aplicação das ondas não apresentou diferenças ao nível do índice de fadiga e *score* na Escala Visual Análoga.

Apesar da inexistência de diferenças estatisticamente significativas, os melhores resultados da onda TR comparativamente com a onda RT verificados ao nível da fadiga muscular, podem mostrar-se bastante relevantes para a prática clínica, em condições clínicas em que o atraso da fadiga seja primordial. Já literatura refere que a estimulação com onda triangular poderá ser equivalente à onda rectangular, quando usadas durações de pulso inferiores a 250  $\mu$ s e resultando aparentemente em maior conforto e menores níveis de índice de fadiga muscular para os pacientes. Deste modo parece-nos fundamental que os dispositivos de estimulação eléctrica tenham a possibilidade de modular a forma de onda, como o utilizado neste estudo, para que o clínico possa seleccionar a forma de onda mais indicada de acordo com os objectivos de terapêuticos de cada paciente.

Este estudo contribuiu para o esclarecimento da relação entre a modulação da forma de onda e a indução de fadiga muscular do quadrícipite, no entanto mais estudos são porém necessários, usando um maior número de sujeitos e aleatorização estratificada quanto a variáveis que possam influenciar a fadiga muscular. Trabalhos futuros devem focar-se no estudo do efeito independente e combinado dos diferentes parâmetros de EENM na fadiga muscular e no conforto, com diferentes formas de onda em populações saudáveis e clínicas.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

1. Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG, Martin A, Pousson M, Chatard JC. The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. . *International Journal of Sports Medicine*. 2000;21:437-43.
2. Snyder-Mackler L, DelittoA, Stralka SW, Bailey SL. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*. 1994;74:901–7.
3. Newsam CB. Effect of an electric stimulation facilitation program on quadriceps motor unit recruitment after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004;85:2040–5.
4. Stackhouse SK, Binder-Macload S, Stackhouse CA, McCarthy JJ, Prosser, LA, Lee SC.2. Neuro-muscular electrical stimulation versus volitional isometric strength training in children with spastic diplegic cerebral palsy: a preliminary study. . *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2007;21(6):475-85.
5. Lake D. Neuromuscular Electrical Stimulation: An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sports Medicine*. 1992;13(5):321-36.
6. Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG, Martin A, Pousson M, Chatard JC. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. . *European Journal of Applied Physiology* 2010;110:223-34.
7. Peckham PH, Knutson JS. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu Rev Biomed Eng*. 2005;7:327–60.
8. Mulla MR, Sepulveda F, Colley M. A review of non-invasive techniques to detect and predict localized muscle fatigue. *Sensors*. 2011;11:3545-94.
9. Gerrits HL, Haan A, Hopman MT, Van Der Woude LH, Jones DA, Sargeant AJ. Contractile properties of the quadriceps muscle in individuals with spinal cord injury. *Muscle Nerve*. 1999;22:1249-56.
10. Kantor G, Alon G, Ho HS. . The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Phys Ther*. 1994;74:951–62.
11. Laufer Y, Ries J, Leininger PM. Quadriceps femoris muscle torque and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Phys Ther*. 2001;81:1307-16.

12. Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L. Muscle fatigue: clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther.* 1993;73:902–10.
13. Gorgey AS, Dudley G. The role of pulse duration and stimulation duration in maximizing the normalized torque during neuromuscular electrical stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38:508-16.
14. Baker LL, Bowman B, McNeal DR. Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. *Clin Orthop.* 1988;233:75-81.
15. Kebaetse MB, Turner A, Binder-Macload SA. Effects of stimulation frequencies and patterns on performance of repetitive, nonisometric tasks. *J Appl Physiol.* 2002;92:109-16.
16. Jezernik S, Sinkjaer T, Morari M. Charge and energy minimization in electrical/magnetic stimulation of nervous tissue. *J Neural Eng.* 2010;7(4).
17. Jezernik S, Morari M. Energy-Optimal Electrical Excitation of Nerve Fibers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2010;52(4).
18. Delitto A, Rose S. Comparative comfort of three waveforms used in electrically eliciting quadriceps femoris muscle. *Physical Therapy.* 1986;66  
1704-7.
19. Cambridge NA. Electrical apparatus used in medicine before 1900. *Proc R Soc Med.* 1997;70(9):635–41.
20. Robertson V WA, Low J, Reed A. *Electrotherapy Explained: Principles and Practice.* 4th Edition. Brooklyn:Elsevier. 2006.
21. Hultman E, Sjoholm H, Jaderholm-Ek I, Krynicki J. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. *Pflugers Arch.* 1983;398:139–41.
22. Doucet BM, Lam A, Griffin L. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale Journal of Biology and Medicine.* 2012;85:201-2015.
23. Ragnarsson KT. Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions. *Spinal Cord.* 2008;46:255-74.
24. Kloth LC, Cummings J. *Electrotherapeutic terminology in physical therapy,* Section on Clinical Electrophysiology of the American Physical Therapy. 1991.
25. Wust RC, Morse C, Haan A, Jones DA, Degens H. Sex differences in contractile properties and fatigue resistance on human skeletal muscle. *Exp Physiol.* 2008;93(7):843-50.

26. Snyder-Mackler L, Delitto A, Bailey SL, Stralka SW. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. *J Bone Jt Surg Am.* 1995;77:1166–73.
27. Araújo CJ. Effects of neuromuscular electrostimulation in patients with heart failure admitted to ward. *Journal of Cardiothoracic Surgery.* 2012;7:124-8.
28. Roig M, Reid W. Electrical stimulation and peripheral muscle function in COPD: A systematic review. *Respiratory Medicine.* 2009;103:485-95.
29. Taradaj J, Halski T, Kucharzewski M, Walewicz K, Smykla A, Ozon M, Slupska L, Dymarek R, Ptaszkowski K, Rajfur J, Pasternok M. The effect of neuromuscular electrical stimulation on quadriceps strength and knee function in professional soccer players: return to sport after ACL reconstruction. *BioMed Research International.* 2013:1-9.
30. Kittelson AJ, Stackhouse S, Stevens-Lapsley JE. Neuromuscular electrical stimulation after total joint arthroplasty: a critical review of recent controlled studies. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2013;49:909-20.
31. Stevens-Lapsley J, Balter J, Wolfe P, Eckhoff D, Kohrt W. Early neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps muscle strength after total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2012;92(2):210-26.
32. Broderick BJ, Breathnach O, Condon F, Masterson E, ÓLaighin G. Haemodynamic performance of neuromuscular electrical stimulation (NMES) during recovery from total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* 2013;8:3-6.
33. Piva SR, Goodnite E, Azuma K, Woollard JD, Goodpaster BH, Wasko MC, Fitzgerald GK. Neuromuscular electrical stimulation and volitional exercise for individuals with rheumatoid arthritis: a multiple-patient case report. *Physical Therapy.* 2007;87(1064-1077).
34. Laufer Y, Shtraker H, Gabyzon ME. The effects of exercise and neuromuscular electrical stimulation in subjects with knee osteoarthritis: a 3-month follow-up study. *Clinical Interventions in Aging.* 2014;4(9):1153-61.
35. Santos RL, Souza M, Santos FA. Neuromuscular electrical stimulation in patellofemoral dysfunction: literature review. *Acta Ortop Bras.* 2013;21(1):52-8.
36. Carty A, McCormack K, Coughlan GF, Crowe L, Caulfield B. Alterations in body composition and spasticity following subtetanic neuromuscular electrical



stimulation training in spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2013;50(2):193-202.

37. Delitto A, Strube M, Shulman AD, Minnor AD. A study of discomfort with electrical stimulation. *Physical Therapy*. 1992;72:410-21.

38. Vanderthommen M, Depresseux J, Dauchat L, Degueudre C, Croisier JL, Crielaard JM. Spatial distribution of blood flow in electrically stimulated human muscle: a positron emission tomography study. *Muscle Nerve*. 2000;23:482–9.

39. Theurel J, Lepers R, Pardon L, Maffiuletti NA. Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle. *Respir Physiol Neurobiol*. 2007;157:341–7.

40. Zory R, Boerio D, Jubeau M, Maffiuletti NA. Central and peripheral fatigue of the knee extensor muscles induced by electromyostimulation. *Int J Sports Med*. 2005;26:847–53.

41. Kay D, Marino FE, Cannon J, St Clair Gibson A, Lambert MI, Noakes TD. Evidence for neuromuscular fatigue during high-intensity cycling in warm, humid conditions. *Eur J Appl Physiol*. 2001;84:115-21.

42. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*. 1984;7:691–9.

43. Taylor JL, Allen G, Butler J.E, Gandevia S.C,. Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *J Appl Physiol*. 2000;89:305–13.

44. Enoka RM. Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. *Muscle Nerve*. 2002;25:763-4.

45. Vanderthommen M, Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev*. 2007;35:180-5.

46. Neder JÁ, Neder L. *Fisiologia Clínica do Exercício: Teoria e Prática*. São Paulo: Manole; 2003.

47. Gerrits HL, Hopman M, Offringa C, Engelen BG, Sargeant AJ, Jones DA, Haan A. . Variability in fibre properties in paralysed human quadriceps muscles and effects of training. *Eur J Physiol*. 2003;445:734-40.

48. Walsh DM. *TENS Applications and Related Theory*. New York: Churchill Livingstone; 1997.

49. Kitchen S. *Electrotherapy :Evidence-Based Practice*. 11th edition. Churchill Livingstone; 2002.

50. Tan S. Cognitive and cognitive-behavioral methods for pain control: a selective review. *Pain*. 1982;12:201-28.
51. Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*. 1997;74(2):219-27.
52. Man WD, Soliman M, Gearing J, Radford SG, Rafferty GF, Gray BJ, et al. Symptoms and quadriceps fatigability after walking and cycling in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med*. 2003;168(5):562-7.
53. Malaguti C, Nery L, Dal Corso S, Nápolis L, De Fuccio MB, Castro M, et al. Scaling skeletal muscle function to mass in patients with moderate-to-severe COPD. *Eur J Appl Physiol*. 2006;98(5):482-8.
54. Maffiuletti NA, Jubeau M, Munzinger U, Bizzini M, Agosti F, De Col A, Lafortuna CL, Sartorio A. Differences in quadriceps muscle strength and fatigue between lean and obese subjects. *Eur J Appl Physiol*. 2007;101:51–9.
55. Demura S, Nakada M, Nagasawa Y. Gender difference in subjective muscle-fatigue sensation during sustained muscle force exertion. *Tohoku J Exp Med*. 2008;215:287–94.
56. Yoon T, De-Lap BS, Griffith EE, Hunter SK. Age-related muscle fatigue after a low-force fatiguing contraction is explained by central fatigue. *Muscle Nerve*. 2008;37:457–66.
57. De Kroon JR, IJzerman M, Chae J, Lankhorst GJ, Zilvold G. Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke. *J Rehabil Med*. 2005;37(2):65-74.
58. Bhadra N, Peckham P. Peripheral nerve stimulation for restoration of motor function. *J Clin Neurophysiol*. 1997;14(5):378-93.
59. Sluka KA, Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *Pain*. 2003;4(3):109-21.
60. Mesin L, Merlo E, Merletti R, Orizio C. Investigation of motor unit recruitment during stimulated contractions of tibialis anterior muscle. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(4):580-9.
61. Binder-Macleod SA, Halden E, Jungles KA. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27:556-65.

62. Lyons GM, Sinkjaer T, Burridge Jh, Wilcox DJ. A review of portable FES-based neural orthoses for correction of drop foot. *IEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2002;10:260-79.
63. Gregory CM, Dixon W, Bickel CS. Impact of varying pulse frequency and duration on muscle torque production and fatigue. *Muscle Nerve*. 2007;35(504-509).
64. Bracciano AG. *Physical Agent Modalities: Theory and Application for the Occupational Therapist*. 2th edition 2008.
65. Boom HBK, Mulder A, Veltink PH. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. *Prog Brain Res*. 1993;47:409-18.
66. Livshitz LM, Mizrahi J, Einziger PD. Interaction of array of finite electrodes with layered biological tissue: effect of electrode size and configuration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001;9(4):355-61.
67. Sha N, Kenney L, Heller BW, Barker AT, Howard D, Moatamedi M. A finite element model to identify electrode influence on current distribution in the skin. *Artif Organs*. 2008;32(8):639-43.
68. Gobbo M, Gaffurini P, Bissolotti L, Esposito F, Orizio C. Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. *Eur J Appl Physiol*. 2011;10:2451-9.
69. Empi: <http://www.empius.com/2015> [cited 2014 6-1-2015].
70. DJO Global <https://www.djoglobal.com/2015> [cited 2014 6-1-2015].
71. Sigamedics, inc <http://www.sigmedics.com/2014> [cited 2014 11-10-2014].
72. Bioness Inc 2015. <http://www.bioness.com/2015> [cited 2014 6-1-2015].
73. Bonita R BR, Kjellström T. *Basic Epidemiology*. edition n, editor 2006.
74. Bennie SD PJ, Nisperos J, Tsurudome M, Laymon M. Toward the optimal waveform for electrical stimulation of human muscle. *Eur J Appl Physiol*. 2002;88:13-9.
75. PLUX Wireless Biosignals. <http://www.plux.info/> [cited 2014 11-10-2014]
76. Araújo T. *Modulation of electrical stimulation applied to human physiology and clinical diagnostic*: Universidade Nova de Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologia; 2015.
77. Biodex. <http://www.biodex.com/2015>
78. Araújo JB, Rodrigues R, Azevedo R, Silva BG, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport* 2014;15.

79. Price D, Riley JL, Wade, JB. Psychophysical approaches to the measurement of the dimensions and stages of pain. In: Melzack, R.; Turk, DC., editors. Handbook of pain measurement. 2. 2001.
80. Rosier EM, Iadarola M, Coghill RC. Reproducibility of pain measurement and pain perception. *Pain*. 2002;98:205-16.
81. Lieber RL, Kelly M. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther*. 1991;71:715-23.
82. Thorstensson A, Karlsson J. Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*. 1976;98:318-22.
83. Gorgey AS, Mahoney E, Kendall T, Dudley GA. Effects of neuromuscular electrical stimulation parameters on specific tension. . *Eur J Appl Physiol*. 2006;97:737-44.
84. Gorgey AS, Black C, Elder CP, Dudley GA. Effects of electrical parameters on fatigue in skeletal muscle. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39(9):684-92.

Gorgey AS, Dudley G. The role of pulse duration and stimulation duration in maximizing the normalized torque during neuromuscular electrical stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38:508-16.



# ANEXOS



## **ANEXO A – FOLHETO COM ESPECIFICAÇÕES DO DISPOSITIVO DE ESTIMULAÇÃO**

---

A página seguinte apresenta um folheto com as características técnicas do dispositivo de estimulação eléctrica desenvolvido pela PLUX Wireless Biosignals S.A.. O folheto também apresenta ilustrações do dispositivo e dos acessórios correspondentes para a estimulação do nervo periférico e para estimulação muscular.



## TOTAL STIMULATION CONTROL & SYNCHRONIZATION WITH BIOSIGNALS

**DESCRIPTION** electrical stimulation portable device for electrotherapy or research, with the capability of working as a neuromuscular electrical stimulator (NMES) or a transcutaneous electrical nerve stimulator (TENS).

It allows a precise adjustment of the stimulation parameters like frequency, pulse, on-off cycle, current and introduces a new feature to modulate the stimulus waveform (square, triangular, sinusoidal waves).

With this device it is possible to create and store personalized sessions for each subject. Each session is composed with different modes (different waveforms, amplitudes, durations and frequencies) which are also personalized and stored into the device.



## STIMFORM CONTROL DRAW STIMULATION WAVEFORMS


### SPECIFICATIONS

 **CURRENT MODULATED [-100 : 100 mA]**  
WITH RESOLUTION OF 25µA

**Hz**  
 **FREQUENCY RANGE [0 : 200 Hz]**  
WITH RESOLUTION OF 1Hz

 **PULSE WIDTH RANGE [5 : 500 µs]**  
WITH RESOLUTION OF 5µs

 **MULTIPLE WAVEFORM SELECTION**

 **BLUETOOTH @**  
**CONNECTIVITY**

**100 001**  
 **1 DIGITAL I / O PORT**  
**18BIT / 12C**

 **BIO SIGNALS ACQUISITION HUB**  
**REAL TIME SYNCHRONIZATION**

 **SESSION AND MODES**  
**PROGRAMMING**

**peripheral nerve**  
**stimulation electrodes**



**muscle**  
**stimulation electrodes**



# APÊNDICES



## **APÊNDICE A – APRESENTAÇÃO DO ESTUDO**

---

Este apêndice expõe o documento entregue aos participantes do estudo que faz uma sumária descrição dos procedimentos do estudo.

## APRESENTAÇÃO DO PROJECTO DE INVESTIGAÇÃO

### FADIGA E CONFORTO DO QUADRICÍPITE FEMORAL GERADOS POR ESTIMULAÇÃO ELÉCTRICA NEUROMUSCULAR COM MODULAÇÃO DA FORMA DE ONDA.”

No âmbito da unidade curricular de Estágio/Projecto do Mestrado em Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa será desenvolvido um projecto de investigação cujo objectivo principal é avaliar o efeito de três formas de onda diferentes, na indução da fadiga muscular do quadricípite femoral, em indivíduos sem disfunções neuromusculares e esqueléticas conhecidas.

A estimulação eléctrica neuromuscular (EENM) é uma ferramenta amplamente usada por fisioterapeutas no desporto e em condições clínicas caracterizadas por deficiência motora, como o acidente vascular cerebral, as lesões medulares e a paralisia cerebral. A eficácia da estimulação eléctrica é limitada pelo rápido surgimento da fadiga. Assim, o estudo dos parâmetros de EENM (amplitude de corrente, frequência, duração do pulso e forma de onda) que podem retardar a fadiga é fundamental.

Para a realização do estudo solicita-se a participação de vossa excelência na realização de uns testes nas instalações da Faculdade de Motricidade Humana. Todas as técnicas de medição são **não invasivas** e sem **riscos previsíveis**.

Cada um dos sujeitos terá de participar em **três sessões** de electroestimulação. Os sujeitos serão distribuídos aleatoriamente por grupos. Os grupos diferem na ordem pela qual as ondas são aplicadas.

Numa primeira sessão será avaliada a contração isométrica voluntária (CIMV) do membro inferior direito, com recurso a um dinamómetro isocinético.

Posteriormente preparar-se-á a pele do sujeito e colocar-se-ão os eléctrodos do sistema de estimulação, será então determinada a intensidade que gera 50% da CIMV para uma das formas de onda. Após um período de repouso é aplicado um protocolo de EENM com intuito de induzir a fadiga muscular.

As duas sessões seguintes terão um procedimento semelhante, diferindo apenas na forma de onda aplicada.

Os dados serão tratados estatisticamente e será mantido o **anonimato dos participantes**.

Para que possa integrar o estudo deverá preencher o termo de **consentimento informado**, caso concorde com o mesmo. Antes da sua aceitação formal para colaborar no estudo necessitamos que responda a um breve questionário.



## **APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO**

---

Nas páginas seguintes encontra-se o termo de consentimento informado assinado por todos os participantes do estudo.



## TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

---

### **Tema da investigação:**

“Fadiga e conforto do quadricípite femoral gerados por estimulação eléctrica neuromuscular com modulação da forma de onda.”

### **Mestrando:**

Ana Raquel Anjos

### **Orientador:**

Pedro Rebelo, Docente da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

### **Co-orientador:**

Tiago Araújo, Engenheiro Biomédico da Plux Wireless Biosignals S.A.

---

Eu \_\_\_\_\_, abaixo assinado e firmado, declaro ter sido informado claramente sobre todos os objectivos e procedimentos do presente estudo.

Reconheço que os procedimentos desta investigação me foram explicados e que todas as questões foram esclarecidas de forma clara e inequívoca, durante a sessão de esclarecimento.

Expresso a minha concordância em participar no referido estudo, assumindo a responsabilidade de estar disponível para facultar a informação requerida pelo investigador, bem como estar disponível para a recolha de dados.

Compreendo que tenho o direito de colocar, agora ou durante o desenvolvimento do estudo, qualquer questão relacionada com o mesmo. Exponho ainda que fui informado do direito de recusar a participação no estudo.

---

(Assinatura do participante)

---

(Assinatura do investigador)

Este apêndice contém o questionário de selecção/caracterização da amostra entregue aos sujeitos que se voluntariam para participar no estudo.

## QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO/SELECÇÃO DA AMOSTRA

Este questionário versa um conjunto de temáticas relacionadas com a prática de exercício físico e com lesões neuro-musculo-esqueléticas do membro inferior.

Realce-se que **não há respostas certas ou erradas** relativamente a cada um dos itens, pretendendo-se apenas a sua opinião pessoal e sincera, pelo que é de toda a conveniência que responda com o máximo **rigor** e **honestidade**.

O questionário não é anónimo, mas garante-se a **confidencialidade** de todos os dados.

O preenchimento do questionário demora em **média 5 minutos**.

### OBRIGADA PELA SUA COLABORAÇÃO!

---

Ft. Ana Raquel Anjos

## I – DADOS PESSOAIS

Nome: _____	Data: ____/____/____
Telemóvel: _____	E-mail: _____

1. Indique o seu género.

- ☐ Feminino
- ☐ Masculino

2. Idade \_\_\_\_\_ anos.

3. Altura \_\_\_\_\_ m.

4. Peso \_\_\_\_\_ Kg.

4. Indique qual o seu **membro inferior** dominante.

- ☐ Direito
- ☐ Esquerdo

## II – EXERCÍCIO FÍSICO<sup>6</sup>

1. Pratica algum tipo de exercício físico?

- ☐ Sim
- ☐ Não

---

<sup>6</sup> Entenda-se como uma sequência sistematizada de movimentos dos diferentes segmentos corporais, executados de forma planeada e com um objectivo específico a atingir.

(Se respondeu **não**, passe por favor à secção III – Lesões neuro-musculo-esqueléticas)

1.1. Indique o tipo de exercício físico que pratica: \_\_\_\_\_

2. Quantas vezes pratica exercício por semana?

- ☐ 1 vez
- ☐ 2 vezes
- ☐ 3 vezes
- ☐ 4 vezes
- ☐ 5 vezes ou mais

3. Qual a duração em minutos de cada treino?

- ☐ 20 minutos
- ☐ 30 minutos
- ☐ 40 minutos
- ☐ 50 minutos
- ☐ 60 minutos ou mais

### **III – LESÕES NEURO-MÚSCULO-ESQUELÉTICAS**

1. Neste momento, tem alguma doença músculo esquelética ou sistémica (ex. artrite reumatóide, lúpus)?

- ☐ Sim
- ☐ Não

2. Tem ou teve alguma doença que afecte, de alguma forma, os músculos do membro inferior (ex. lesão neurológica, doença neuromuscular)?

- ☐ Sim
- ☐ Não

3. Neste momento tem queixas ao nível do **membro inferior direito**?

- ☐ Sim
- ☐ Não

(Se respondeu **não**, passe à pergunta 4 desta secção)

3.1. Indique o local ou locais onde se localizam as queixas:

- ☐ Anca
- ☐ Perna
- ☐ Dedos
- ☐ Coxa
- ☐ Tornozelo
- ☐ Joelho
- ☐ Pé

4. Indique, caso presente, alguma das condições de saúde abaixo indicadas.

- ☐ Gravidez
- ☐ Insuficiência circulatória local (coxa)
- ☐ Pacemaker
- ☐ Infecção/tumores
- ☐ Perda sensorial local (coxa)
- ☐ Problemas dermatológico

#### IV – MEDICAMENTOS E DROGAS

1. No último mês, recorreu à utilização de medicamentos e/ou drogas?

- ☐ Sim

- ☐ Não

(Se respondeu **não**, passe à pergunta 2 desta secção)

1.1. Indique os medicamentos/drogas a que recorreu ou recorre e para que efeitos:\_\_\_\_\_

2. Ingera bebidas alcoólicas?

- ☐ Sim
- ☐ Não

(Se respondeu **não**, passe por favor à pergunta 4 da secção IV)

3. Com que frequência costuma ingerir bebidas alcoólicas?

- ☐ Ocasionalmente
- ☐ Mensalmente
- ☐ Semanalmente
- ☐ Diariamente
- ☐ Mais do que uma vez por dia

4. É fumador(a)?

- ☐ Sim
- ☐ Não

5. Quantos maços fuma em média por dia?

- ☐ Menos de ½ maço por dia
- ☐ ½ maço por dia

- ☐ 1 maço por dia
- ☐ 2 maços podia
- ☐ 3 maços ou mais por dia

#### **IV – ESTIMULAÇÃO ELÉCTRICA NEUROMUSCULAR**

1. Recorreu, alguma vez ao uso de estimulação eléctrica neuromuscular?

- ☐ Sim
- ☐ Não

Indique ainda, a sua disponibilidade para a realização das avaliações:\_\_\_\_\_

---

**Atenção:** Não deverá ingerir bebidas alcoólicas nas 24 horas antes das sessões de avaliação.





Os resultados expostos no Capítulo 4 desta dissertação foram obtidos após o processamento e compilação dos dados obtidos para cada um dos sujeitos. Nas páginas seguintes apresentamos as tabelas com os respectivos resultados.

Sujeito	Grupo	Idade	IMC	Prática exercício	Uso EENM	Exercício semana	F <sub>índice</sub> RT	F <sub>índice</sub> TR	F <sub>índice</sub> QU	EVA RT	EVA TR	EVA QU
1	3	27	19,96	Sim	Sim	120	0,353	0,201	0,474	6,3	5,3	6,6
2	3	26	18,81	Sim	Sim	120	0,452	0,5	0,535	4,9	2,4	2,7
3	1	21	20,13	Não	Não	0	0,444	0,57	0,392	7,9	1,4	5
4	2	26	19,72	Sim	Não	100	0,403	0,46	0,413	5,2	7,1	8,4
5	1	21	25,66	Sim	Sim	150	0,387	0,32	0,458	2,3	6,5	1
6	3	28	19,38	Não	Não	0	0,413	0,39	0,448	2,3	1	1,6
7	2	23	22,98	Não	Não	0	0,295	0,41	0,491	8,9	6,9	8,2
8	2	25	19,88	Sim	Sim	120	0,366	0,33	0,275	8,4	4,5	6,7
9	2	25	23,55	Sim	Não	120	0,373	0,34	0,377	9	8,5	7,2
10	1	20	19,82	Sim	Sim	120	0,503	0,36	0,449	6	3,3	2,4
11	3	27	20,7	Sim	Não	80	0,35	0,09	0,202	9,6	6,4	8
12	1	27	18,91	Não	Sim	0	0,385	0,3	0,432	10	6,7	9
13	2	35	24,61	Sim	Não	150	0,264	0,33	0,343	8,3	6,4	7,2
14	3	32	21,61	Sim	Não	120	0,374	0,29	0,407	7,5	5,2	5,1
15	1	35	27,17	Sim	Não	150	0,375	0,34	0,389	6,9	7,9	7,5

Sujeito	CIMV	RT_mA	C1_RT	C9_RT	C13_RT	C19_RT	TR_mA	C1_TR	C9_TR	C13_TR	C19_TR	QU_mA	C1_QU	C9_QU	C13_QU	C19_QU
1	645	70	0,550	0,459	0,390	0,356	95	0,588	0,669	0,635	0,470	100	0,502	0,292	0,290	0,264
2	1129	90	0,493	0,384	0,325	0,270	80	0,478	0,400	0,297	0,238	100	0,493	0,383	0,306	0,229
3	1258	83	0,500	0,351	0,280	0,278	90	0,500	0,316	0,237	0,214	100	0,500	0,347	0,300	0,304
4	617	68	0,496	0,361	0,298	0,296	90	0,519	0,400	0,357	0,281	100	0,501	0,395	0,327	0,294
5	1370	100	0,460	0,351	0,309	0,282	100	0,219	0,153	0,149	0,148	100	0,264	0,190	0,149	0,143
6	849	53	0,518	0,395	0,348	0,304	80	0,501	0,408	0,370	0,305	93	0,498	0,336	0,281	0,275
7	999	80	0,512	0,482	0,372	0,361	100	0,519	0,332	0,324	0,305	100	0,495	0,372	0,303	0,252
8	766	65	0,495	0,386	0,337	0,314	88	0,510	0,438	0,380	0,340	100	0,494	0,378	0,372	0,358
9	1359	100	0,437	0,346	0,285	0,274	100	0,261	0,212	0,191	0,172	100	0,215	0,156	0,141	0,134
10	602	70	0,551	0,428	0,285	0,274	80	0,532	0,477	0,377	0,342	100	0,494	0,663	0,493	0,272
11	557	70	0,492	0,448	0,348	0,320	100	0,458	0,420	0,418	0,415	95	0,480	0,422	0,391	0,383
12	630	80	0,465	0,319	0,285	0,286	100	0,494	0,477	0,373	0,348	100	0,461	0,319	0,336	0,262
13	708	78	0,496	0,462	0,422	0,365	100	0,490	0,338	0,332	0,329	100	0,495	0,445	0,430	0,325
14	750	80	0,478	0,340	0,320	0,299	100	0,491	0,420	0,419	0,351	100	0,499	0,403	0,320	0,296
15	1068	80	0,520	0,429	0,331	0,325	100	0,522	0,451	0,412	0,342	100	0,493	0,382	0,336	0,301